

# 博 士 論 文

脚関節間シナジーの視点で探る

ヒトとニホンザルの二足歩行制御戦略

Basic strategy of bipedal walking of human and Japanese  
macaques from the view point of joint synergy

垣内田 翔子

山口大学大学院理工学研究科

# 目次

第 1 章	はじめに	3
第 2 章	関節間シナジীর視点によるヒトの歩行のコツの発見	7
2.1	序論	8
2.2	歩行計測実験について	9
2.2.1	被験者について	9
2.2.2	歩行計測について	10
2.3	関節間シナジীর解析	11
2.3.1	UnControlled Manifold Analysis (UCM 解析)	11
2.4	結果と考察	13
2.4.1	ヒトの歩行中に働く足先位置を調節する脚関節間シナジীর特徴	13
2.4.2	足先速度を調節する脚関節間シナジীর特徴	15
2.4.3	ヒトの歩行における歩行速度による脚関節間シナジীর変化	17
2.5	まとめ	18
第 3 章	関節間シナジীর視点によるニホンザル ( <i>Macaca fuscata</i> ) とヒトの二足歩行戦略の比較	35
3.1	序論	35
3.2	ニホンザルの二足歩行計測実験について	36
3.2.1	被験体について	36
3.2.2	二足歩行計測について	36
3.3	結果と考察	36
3.3.1	ニホンザルの二足歩行における脚関節間シナジীর特徴	36
3.3.2	ヒトとニホンザルの解析結果の比較	40
3.4	まとめ	46
第 4 章	むすび	47
付録 A	各被験者の関節間シナジীর解析結果	49

---

A.1	関節角度空間での各被験者の関節間シナジーの大きさ . . . . .	49
A.2	各被験者の関節角度の分散の各成分の大きさの時間変化 . . . . .	49
	謝辞	57
	参考文献	59

# 第 1 章

## はじめに

ヒトは、長い進化の過程で直立二足歩行に適した身体構造と制御戦略を獲得することにより、巧みな二足歩行をするに至っている。直立二足歩行は四足以上で体幹を支える歩行様式に比べて不安定である。その不安定な中で、転ばないように二足で歩くには、脚が床などの身体外から受ける外力に対して適切な制御を行いながら、身体の重心を移動させるという巧みな制御機構が必要である。歩行運動の制御メカニズムを探る研究の中でも、このような適応的な歩行能力が注目されている [1]。また、歩行の制御メカニズムが解明されれば、運動障害の病態メカニズムの特定や運動機能の回復、予防医学への発展にも繋がる。さらに、ヒトのような適応的歩行を行えるロボットの開発への応用も可能である。

「多くの場合、より柔軟な道具はそれだけ使いこなすのが難しいが、柔軟であることは疑いなく有利であり、よい結果をもたらしてくれる」。これは、20 世紀初頭にモーションキャプチャシステムを開発し、熟練工の動作解析を行なったロシアの生理学者 Bernstein の言葉である [2]。これは、生物の身体には複数の関節とそれを動かす筋が数多く備わっており、この生物の持つ冗長自由度が様々な状況下で目的の運動を柔軟に実現することに繋がっていることを示唆するものである。適応的な歩行運動には Bernstein の指摘した身体の柔軟さ、つまり冗長な自由度の存在が重要な要素になると考えられる。しかし、この生体の持つ高い自由度を制御することは難しく、この自由度をいかに拘束するかが問題である。この点について、Bernstein は、「熟練した鍛冶屋は正確に一定の位置を錘で打つにも関わらずその関節軌道にはばらつきがある」ことを発見した。そしてこの発見に基づき、(1) 生体の運動には注意が払われている点とそうでない点があり、また、(2) 脳は初期姿勢や運動中の外乱に応じた適切な解を豊富な身体の利用して臨機応変に引き出していると考察している [2]。つまり、タスク達成に重要なポイントで腕の関節には錘の位置のばらつきを抑える関節間の連携（シナジー）が存在することを意味する。先に述べた生体の運動における注意が払われている点とそうでない点の存在は、ヒトがどのような情報を歩行制御の活用に用いているかを知る手がかりを与えられられる。ヒトの歩行軌道を観察しても一歩ごとにその関節軌道にはばらつきが見られる。このようなばらつきに注目した解析することで、ヒトが歩行中どのような瞬間に注意を払っているかを知る

ことができれば、脳がいかに豊富な自由度を活用して適応的な歩行を実現しているか、言い換えると、歩行を実現するために獲得してきた歩行制御戦略は何かを探れる可能性がある。

これまでの歩行の運動計画に関する先行研究では、自由度の拘束の視点に立った研究が多く行われている。例えば、ステップ長や脚運動周期、デューティ比等の様々な歩行パラメータが消費エネルギーを低く抑えるように選択されていることが示唆されている [3][4][5][6][7][8]。これらの研究は歩行運動の平均的軌道が消費エネルギーを低く抑えるという条件により統一的に説明できることを示したものである、一方で、生体がそれぞれの関節をどのように連携させて歩行を行なっているのかという視点での歩行研究はこれまでにほとんどされていなかった。しかし、ヒトの行うような歩行制御戦略の解明のためには、このような平均軌道に対して先に述べた関節間シナジー（関節間の連携）がどのように活用されているかという視点からの議論が必要である。近年行われている研究では、Ivanenko らは歩行中の脚関節軌道を主成分分析によって調べ、股・膝・踝関節の運動には強い相関があることが報告している [9]。しかし、Ivanenko らの行ったような主成分分析解析を用いた解析では、歩行中に観察される脚関節の相関が安定した歩行の実現にいかに関与しているかを推定することは困難である。高い身体自由度がいかに歩行中に活用されているかという視点にたった研究では、Scholz と Schöner は Bernstein の発表した Uncontrolled Manifold (UCM) の概念 [10] を用いた研究が行われている。生体が運動を行うとき運動タスク達成に関わる運動要素（関節角度など）は多くの場合冗長に存在する。その運動要素を表す状態変数がタスク達成という拘束下で作る多様体を UCM と呼ぶ。例えば、仮に歩行中のある瞬間において足先を腰に対してある位置におくことが重要であったとする。その位置関係を実現する脚関節角度の組み合わせが作る多様体 (UCM) 上に一步毎の関節角が分布していれば、一步毎に脚姿勢は異なっても、冗長な身体自由度を活用することで足先位置のばらつきは抑えられていると言える。このような、注目する UCM 上に各試行毎の関節角度が分布するような関節間の連携機序を本研究では関節間シナジーと呼ぶとする。関節間シナジーに注目した歩行に関する先行研究では、Black らは全身の関節間シナジーにより接地時の頭部の位置や重心位置の一步ごとのばらつきが抑えられていることを報告している [11]。また、Papi らは脚関節間シナジーにより立脚中の重心位置の一步ごとのばらつきが抑えられていることを報告している [12]。これらの先行研究では、接地の瞬間や立脚期のみ注目した解析であったが、接地に限らず歩行中のどのような瞬間に関節間シナジーが活用されているのかを明らかにすることで、接地以外の歩行安定化に重要なポイントを知ることができる。また、Krishnan らや Rosenblatt らは歩行中の左右の踝の位置を調節する両脚の関節間シナジーが働いていることを報告している [13][14]。これらの研究では、立脚中の膝関節の伸展・屈曲運動は少ないことから、膝関節の運動を考慮しない関節間シナジーを解析したものであった。しかし、立脚期であっても膝関節を能動的に動かすことは可能である。そのため、膝関節を考慮した関節間シナ

ジーを解析することも重要である。また、重心位置や踝の位置の他にも、つまずきや転倒を防ぎ安定な歩行を実現する上で、脚関節を連携して足先位置を調整することも重要である。股関節に対する足先位置に注目し、歩行中の各瞬間において股関節に対する足先の関節間シナジーに注目した解析を行うことで、歩行制御戦略を探る上で重要な手がかりが得られると考えられる。

ヒトの歩行戦略を明らかにする上で、ヒトが長い進化の過程でどのような二足歩行に適した身体構造と制御戦略を獲得することにより、現在のような巧みな二足歩行を実現するに至ったかを検討することも有用である。しかし、その進化の過程におけるどのような変化が二足歩行の獲得に重要であったのかを、ヒトの形態や歩行様式について調べるだけで理解することは困難である。古くから生理学の分野では種の違いを利用した運動制御メカニズムの研究が進められている [15]。自然人類学の分野では、訓練によって二足歩行を獲得したニホンザルに注目し、その習熟過程における歩行パターン [15][16] や姿勢の変化を手がかりにして、ヒトの筋骨格構造の機能的意味を探る研究が行われてきた [17][18]。さらにニホンザルとヒトの二足歩行における制御戦略の共通点や相違点を知ることができれば、二足歩行を進化の過程で獲得する上で重要な制御のポイントは何であったかを探る上での重要な手がかりとなる。

生得的には四足歩行を行うニホンザルは、訓練により長時間二足歩行を続けることができるようになり [16]、障害物も足先を高く上げて跨ぐなど適応的な歩行を示す [19]。また、ニホンザルは二足歩行を獲得する過程で股関節や膝関節をより伸展位で歩行を行うようになる。その結果ヒトに見られるように、立脚期に脚を伸展することで支持脚を倒立振り子のように動かす運動も獲得する [16]。さらに、Ogihara らは、ニホンザルの二足歩行においても Ivanenko らがヒトの歩行において報告したような股・膝・踝関節の相関が見られることを報告している。このように、ニホンザルは訓練によりヒトの歩行と似た特徴を示すようになる。しかし、ニホンザルはいくら訓練を行ってもヒトのように股関節を過伸展したり、膝関節を完全に伸展したり、踵を床に接地したりすることは筋骨格の制約上できない [15][20]。そのため、ヒトが歩行中に使用している接地後の踵支点とした踝関節の固定機能など [21]、ヒトに見られるいくつかの機能が使えない。ニホンザルとヒトの歩行の違いはこのような筋骨格系による違いのみでなく、神経系による制御方法の違いに起因する可能性もある。ニホンザルの二足歩行中にはたらく関節間シナジーを解析することでヒトと同様の方法でニホンザルの歩行制御戦略を探り、また、その結果をヒトの制御戦略と比較することでヒトが進化の過程で獲得した二足歩行制御戦略がどのようなものかを推定することができる。そこで、本研究では関節間シナジーの視点からヒトのニホンザルの二足歩行制御戦略を比較し、適応的な二足歩行を行う上で重要な二足歩行のコツを探ることを目的とした。

本論文では、第2章でヒトを対象とした関節間シナジーの視点による歩行のコツを調べた結果について述べる。第3章ではまず、ニホンザルを対象とした関節間シナジーの視点

による二足歩行のコツをについてヒトと同様の方法で調べた結果を述べる。その後、第2章で得られた結果と比較することによりヒトとニホンザルの二足歩行制御戦略について述べる。

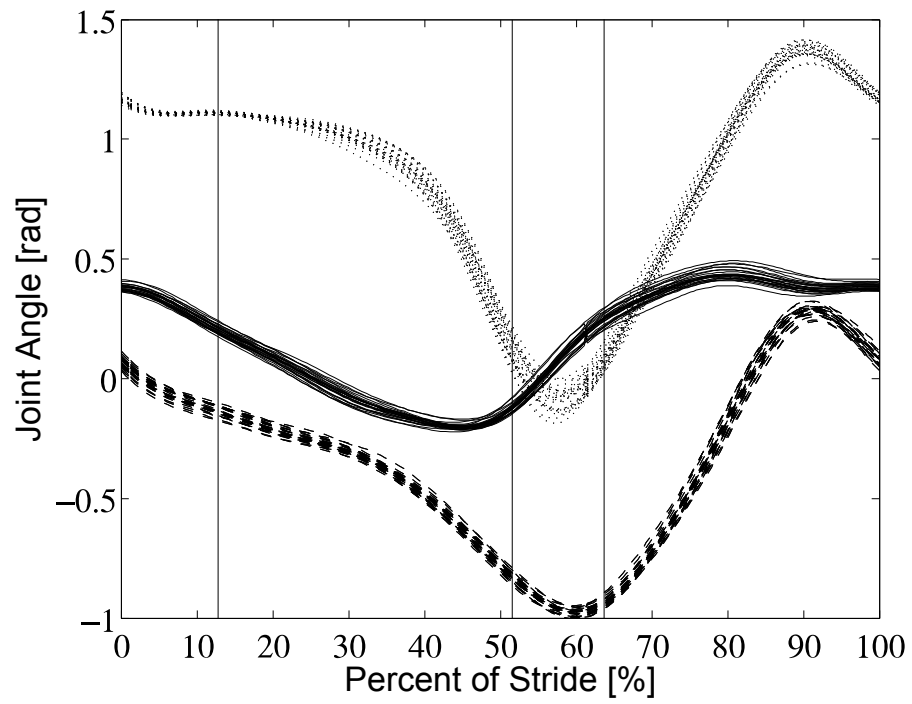


図 2.1 1 被験者の 25 歩の脚関節角度の時間推移.

The line, broken and chain lines show hip, knee and ankle angle of 25 steps of a subject during walking of 4.5 km/hr, respectively.



## 第2章

# 関節間シナジーの視点によるヒトの歩行のコツの発見

### 2.1 序論

Bernstein は、運動の冗長性問題は制御変数（本研究においては関節角度にあたる）同士間の柔軟な関係（連携動作 Synergy）を用いて目的変数（本研究においては足先位置にあたる）を制御していることを示唆している。実際に、ヒトの関節軌道に歩ごとにばらつきがあることが観察されており（図 2.1）、この歩行中に生じているばらつきは歩行中にヒトが冗長な自由度を活用している可能性を示すものである。Scholz と Schöner は Bernstein の指摘した運動軌道のばらつきに関するエピソードに注目し、Uncontrolled Manifold (UCM) の概念を発表している。そして、上記のような冗長な制御変数が目的変数に対してどのくらい連携している（シナジーが存在する）のかを定量化する手法として UCM 解析を提案した [10]。UCM とは冗長に存在する制御変数がタスク達成という拘束下で作る多様体を指す。例えば、仮に歩行中のある瞬間において足先を腰に対してある位置におくことが重要であったとする。その位置関係を実現する脚関節角度の組み合わせが作る多様体 (UCM) 上に歩毎の関節角が分布していれば、歩毎に脚姿勢は異なっても冗長な身体自由度を活用した関節間シナジーによって足先位置のばらつきは抑えられていると言える。先行研究では、立ち上がり動作などにおいて、ヒトの運動制御はこの UCM を安定化するように働く一方で UCM 上での運動のばらつきはある程度許容することにより冗長自由度を活用した運動が実現されていると示唆されている [10][22][23]。

UCM 解析では、複数回同じタスクを繰り返す時に生じる制御変数のばらつきに注目してシナジーを定量化している。そこで、本研究では歩行時に生じた歩ごとの脚関節角軌道のばらつきに注目して解析を進めることとした（図 2.2）。関節間シナジーがヒトの歩行中のどのようなタイミングでどのように活用されているかを調べることは、歩行制御に重要なポイントを明らかにする上での考察のポイントを与えるものであり、ヒトの行う歩行の制御戦略を探ることができる。

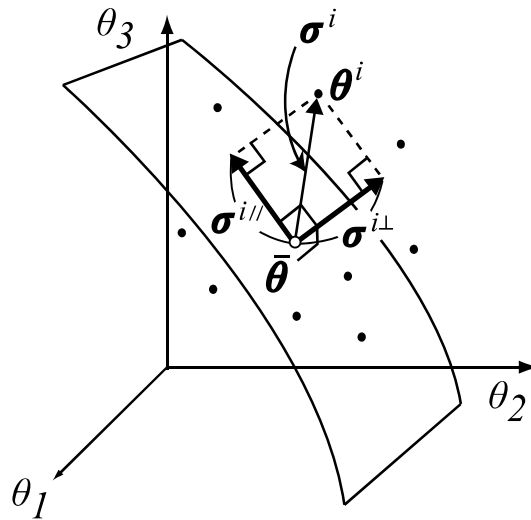


図 2.2 UCM に注目したばらつきの成分分析.

Analysis of variance from the view point of the UCM. The axes show joint angles, the closed circles show joint angles  $\theta^i(t)$  ( $i = 1, \dots, N$ ) at a specific time in a walking cycle of the  $i$ -th step, the open circle shows the average  $\bar{\theta}(t)$  and the curved surface shows the UCM on which the horizontal toe position  $X(t)$  is constant. The projective lines,  $\sigma^{i\parallel}$  and  $\sigma^{i\perp}$ , show the parallel and orthogonal components of the deviation  $\sigma^i(t) = \theta^i(t) - \bar{\theta}(t)$  to the UCM, respectively. The former component does not affect the toe position but the latter does.

先行研究からは、ヒトの歩行における遊脚中の平均脚軌道は消費エネルギーを低く抑えるという条件により統一的に説明できることが示唆されている [24]. しかし、実際にヒトに歩行を観察してみるとその歩行軌道は厳密には一定でなく、一歩ごとにばらつきが生じている (図 2.1). そこで、本節ではヒトの歩行における脚の平均軌道が目標軌道であり、その目標軌道を実現するよう脚関節を連携させていると考え、平均軌道の示す脚関節角度が目標とする軌道であり、歩行中の UCM にあたるとみなすこととした. 本章では股関節に対する足先の水平位置と鉛直位置 (高さ) 及び股関節に対する足先速度の水平成分と鉛直成分を調節する関節間シナジーが歩行中のどの瞬間に働いているかを調べた結果を示す.

## 2.2 歩行計測実験について

### 2.2.1 被験者について

歩行の運動計測実験には、筋骨格系及び神経系疾患に関する申告のない健常な男女 7 名が参加した. 被験者には、計測実験前にインフォームド・コンセントを実施し、計測内容について本人からの了承を得た. このとき、実験の目的については伝えていない. 本研究で



図 2.3 歩行計測の様子.

は、計測した被験者のうち、踵接地を行う 6 被験者（男性 3 名、女性 3 名、年齢  $21.2 \pm 1.2$  歳、身長  $166 \pm 8$  cm、体重  $55.7 \pm 4.8$  kg）について UCM 解析を行なった。

### 2.2.2 歩行計測について

被験者の左体側の股、膝、踝の各関節位置及び第五中足骨の基部（以下では足先と書く）に反射マーカールをとりつけ、被験者がトレッドミル (SPOTRS ART 1250N, SPORTS ART INDUSTRIAL CO., LTD) 上で腕を緩く組んだ状態で歩行する様子をモーションキャプチャシステム（ひまわり SP200, ライブラリ社製）を用いて 200 fps で撮影した（図 2.3）。歩行速度は 3.0, 4.5, 6.0 km/hr の 3 速度である。

まず、トレッドミル上での歩行に慣れるまで各速度について少なくとも 1 分間ずつ歩行を行うよう被験者に指示した。その後、各速度について 5 分間の歩行の間に 14 秒間の記録を 3 回行なった。歩行速度の順は被験者毎にランダムに設定した。練習及び計測実験において、歩行速度及び記録開始のタイミングは被験者には伝えなかった。取得データは遮断周波数 6 Hz の 6 次のバターワースフィルタによってスムージングを行った。

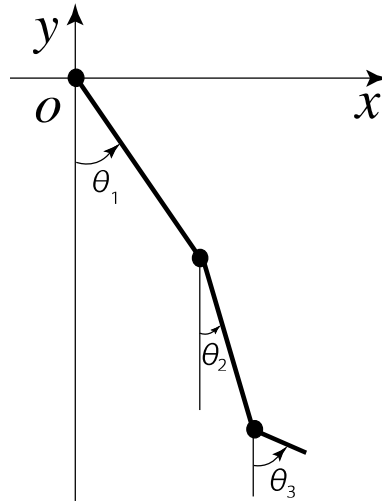


図 2.4 脚モデル.

Three-link leg model. A leg is modeled as a simple three-link system that moves in a vertical plane.  $\theta_1$ ,  $\theta_2$ , and  $\theta_3$  are the thigh, shank, and foot elevation angles, respectively.

## 2.3 関節間シナジীর解析

### 2.3.1 UnControlled Manifold Analysis (UCM 解析)

ここでは本研究で用いた具体的解析手法を説明する. 解析においては各被験者の脚を矢状面内で動く単純な 3 関節 3 リンク系とみなした (図 2.4). 各被験者・被験体について各歩行速度毎に  $N = 25$  歩分の関節角度データを取得し, カメラ画像により足底部の接触と同足指先の離地を判定することで, 立脚相, 遊脚相に分けた. そして, 立脚相, 遊脚相それぞれについてその期間に対して正規化を行った.  $i$  歩目 ( $i = 1, 2, \dots, N$ ) の正規化した時刻  $t$  における関節角度を  $\theta^i(t) = (\theta_1^i(t), \theta_2^i(t), \theta_3^i(t))$ , その平均値を  $\bar{\theta}(t) = (\bar{\theta}_1(t), \bar{\theta}_2(t), \bar{\theta}_3(t))$  と表す (図 2.4). ここで各変数の 1 から 3 の下付き添字はそれぞれ股, 膝, 踝関節を表す.

股関節を原点とすると足先の水平位置  $X$  は次式で与えられる.

$$X(\boldsymbol{\theta}(t)) = L_1 \sin(\theta_1(t)) + L_2 \sin(\theta_2(t)) + L_3 \sin(\theta_3(t)). \quad (2.1)$$

ここで,  $L_1, L_2, L_3$  はそれぞれ被験者の上腿, 下腿, 足部の長さを表す. 足先の水平位置に影響を及ぼさないような関節角の変位  $\boldsymbol{\varepsilon}_X(t)$ , すなわち  $X(\bar{\boldsymbol{\theta}}(t) + \boldsymbol{\varepsilon}_X(t)) = X(\bar{\boldsymbol{\theta}}(t))$  を満たす  $\boldsymbol{\varepsilon}_X$  は次式で与えられる.

$$\nabla_{\boldsymbol{\theta}} X(\bar{\boldsymbol{\theta}}(t)) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}_X(t) = 0. \quad (2.2)$$

関節角空間において  $\boldsymbol{\varepsilon}_X$  が張る空間が、足先の水平位置が一定値  $X(\bar{\boldsymbol{\theta}}(t))$  になる多様体、すなわち UCM を表現する。関節角の偏差  $\boldsymbol{\sigma}^i(t) = \boldsymbol{\theta}^i(t) - \bar{\boldsymbol{\theta}}(t)$  を  $\boldsymbol{\varepsilon}_X$  の張る空間 UCM に射影した成分  $\boldsymbol{\sigma}_X^{\parallel}(t)$  が足先の水平位置に影響しない偏差成分 (UCM 成分) であり、UCM に直交する成分  $\boldsymbol{\sigma}_X^{\perp}(t)$  が足先の水平位置に影響を与える偏差成分 (ORT 成分) である (図 2.2)。ORT 方向の単位ベクトル  $\hat{\boldsymbol{\varepsilon}}_X^{\perp} = \frac{\nabla_{\boldsymbol{\theta}} X}{|\nabla_{\boldsymbol{\theta}} X|}$  を用いると、各偏差成分  $\boldsymbol{\sigma}_X^{\parallel}(t)$ 、 $\boldsymbol{\sigma}_X^{\perp}(t)$  は次式で与えられる。

$$\begin{cases} \boldsymbol{\sigma}_X^{\perp}(t) &= (\boldsymbol{\sigma}^i(t) \cdot \hat{\boldsymbol{\varepsilon}}_X^{\perp}(t)) \hat{\boldsymbol{\varepsilon}}_X^{\perp}(t) \\ \boldsymbol{\sigma}_X^{\parallel}(t) &= \boldsymbol{\sigma}^i(t) - \boldsymbol{\sigma}_X^{\perp}(t). \end{cases} \quad (2.3)$$

ここで、1 自由度あたりの UCM 方向の分散の大きさ  $\sigma_X^{\parallel 2}(t)$  と ORT 方向の分散の大きさ  $\sigma_X^{\perp 2}(t)$  を次のように定義する。

$$\begin{cases} \sigma_X^{\perp 2}(t) &= \frac{1}{(n-d)N} \sum_{i=1}^N |\boldsymbol{\sigma}_X^{\perp}(t)|^2 \\ \sigma_X^{\parallel 2}(t) &= \frac{1}{dN} \sum_{i=1}^N |\boldsymbol{\sigma}_X^{\parallel}(t)|^2. \end{cases} \quad (2.4)$$

ここで、 $n$  及び  $d$  はそれぞれ関節自由度、及び UCM の次元数を表す。両脚支持期であっても足先に対する股関節位置を変えることは可能であり、関節角度についても能動的に動かすことは常に可能である。そこで、関節自由度及び UCM の次元数は常に一定であるとみなし、 $n=3$ 、 $d=2$  とした。

$\sigma_X^{\parallel 2}(t)$  が  $\sigma_X^{\perp 2}(t)$  より有意に大きければ、時刻  $t$  において足先位置  $X$  のばらつきを抑える関節間シナジীর存在していると言える。このとき、 $X$  は股関節に対する足先位置を表すので、立脚期においては足先位置に対する股関節の水平位置を調節する関節間シナジীর存在すると言い換えることもできる。また、関節間シナジীর大きさを表す指標  $S_X$  を Robert ら同様に次式で定義する [25]。

$$S_X(t) = \frac{\sigma_X^{\parallel 2}(t) - \sigma_X^{\perp 2}(t)}{\sigma_X^{\parallel 2}(t) + \sigma_X^{\perp 2}(t)}. \quad (2.5)$$

関節間シナジীর判定する基準値は F 検定によって求めた。具体的には、まず、2つの集合分散  $\sigma_X^{\parallel 2}$  と  $\sigma_X^{\perp 2}$  が等分散であるという帰無仮説が  $p=0.05$  で棄却される分散比 (F 値) を求めた。次に、 $\sigma_X^{\parallel 2}$  と  $\sigma_X^{\perp 2}$  がこの分散比をとるときの  $S_X$  の値を (2.5) 式より求めることで、関節間シナジীর存在の有無を判定する基準値とした。本研究では、股関節に対する足先の高さ  $Y$  に注目した UCM 解析も行なった。すなわち、

$$Y(\boldsymbol{\theta}(t)) = -L_1 \cos(\boldsymbol{\theta}_1(t)) - L_2 \cos(\boldsymbol{\theta}_2(t)) - L_3 \cos(\boldsymbol{\theta}_3(t)) \quad (2.6)$$

に対して、足先の水平位置  $X(\boldsymbol{\theta}(t))$  の場合と同様の方法で解析を行った。さらに、股関節に対する足先の水平速度  $V_X$ 、及び鉛直速度  $V_Y$  に関する UCM に注目した解析も行った。

表 2.1 片足支持期, 後期両脚支持期, 遊脚期の開始時刻の平均とその標準偏差  
The start time of the single support phase, the second double support phase and swing phase of average of six subjects and the standard deviation.

歩行速度 km/hr	片足支持期	後期両脚支持期	遊脚期
3.0	16.2±1.9 %	50.1±1.6 %	67.0±1.9 %
4.5	13.8±1.4 %	50.6±1.2 %	64.4±1.8 %
6.0	11.5±1.2 %	50.4±0.9 %	61.6±1.6 %

すなわち,

$$V_X(\dot{\theta}(t)) = -\dot{\theta}_1(t)L_1 \cos \bar{\theta}_1(t) - \dot{\theta}_2(t)L_2 \cos \bar{\theta}_2(t) - \dot{\theta}_3(t)L_3 \cos \bar{\theta}_3(t), \quad (2.7)$$

$$V_Y(\dot{\theta}(t)) = \dot{\theta}_1(t)L_1 \sin \bar{\theta}_1(t) + \dot{\theta}_2(t)L_2 \sin \bar{\theta}_2(t) + \dot{\theta}_3(t)L_3 \sin \bar{\theta}_3(t) \quad (2.8)$$

に対して足先位置の場合と同様の方法で解析を行った。以下では, 変数名に下付き添字  $Y$ ,  $X$ ,  $V_Y$ ,  $V_X$  を付けることでそれぞれの解析結果であることを示す。

## 2.4 結果と考察

### 2.4.1 ヒトの歩行中に働く足先位置を調節する脚関節間シナジーの特徴

図 2.5 から図 2.12 に共通して, 横軸は足部が床に接地 (時刻 0 %) してから支持期を経て, 遊脚期に入り, 再び接地 (時刻 100 %) するまでの時間 (1 歩行周期) で正規化した時刻を表す。縦破線は左から順に片足支持期, 後期両脚支持期, 遊脚期の開始を示す。縦破線で示した時刻の被験者 6 名の平均値と標準偏差を表 2.1 に示す。歩行速度は (a) 3.0 km/hr, (b) 4.5 km/hr, (c) 6.0 km/hr を示している。図 2.5 の実線, 破線, 鎖線はそれぞれ股, 膝, 踝関節角度 ( $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\theta_3$ ) の 1 歩行周期中の時間変化の全被験者間平均値を表す。また, この脚関節角度が一步ごとにどのようにばらついているかを示すために, 各被験者について求めた標準偏差の全被験者間平均値をエラーバーで表している。歩行中の関節角軌道には一步ごとにばらつきがあることがわかる (図 2.5)。図 2.5 における各被験者の平均脚軌道が実現する足先軌道を UCM として関節間シナジーの解析を行なっている。図 2.6 と図 2.7 はそれぞれ, 股関節に対する足先の平均位置の水平成分  $X(\bar{\theta}(t))$  と鉛直成分 (高さ)  $Y(\bar{\theta}(t))$  を実現できる関節角度の組み合わせを UCM とした場合の関節間シナジーの大きさ  $S_X$ ,  $S_Y$  の時間推移を, それぞれ各被験者毎に色別で表す。オレンジ, ピンク, 水色, 赤, 緑はそれぞれ被験者 A から D に対応する。図中の横線は, 関節間シナジーが存在すると F 検定により基準値  $p < 0.05$  で判定できる基準値を示す。以下ではこの基準値で関節間シナジーの有無を判定する。関節間シナジーの大きさ  $S_X$ ,  $S_Y$  を求めた分散の各

成分  $\sigma^{\parallel 2}$  と  $\sigma^{\perp 2}$  は図 A.2 から図 A.7 に示した. 図 2.8 から図 2.10 (a), (b) はそれぞれ図 2.6 と図 2.7 で示された  $S_X$ ,  $S_Y$  値の平均値とその標準偏差を示している. 図 2.8 から図 2.10 (c) は各被験者の関節角度の標準偏差  $\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|\boldsymbol{\theta}^i(t) - \bar{\boldsymbol{\theta}}(t)\|^2}$  を求め, 全被験者にわたってその平均値と標準偏差の時間推移を求めた結果を表す. 各被験者毎の関節間シナジーの大きさの値及び関節間シナジーの大きさを計算するために用いた各ばらつき成分  $\sigma^{\parallel 2}$ ,  $\sigma^{\perp 2}$  の値は付録 (図 A.2 から図 A.7) に示した. 図 2.11 は各被験者の股関節に対する足先の水平位置を, 25 歩中の最大値と最小値の差を単位長さとして無次元化した値の全被験者間平均値を表す. また, この足先の水平位置が一步ごとにどのようにばらついているかを示すために, 各被験者について求めた標準偏差の全被験者間平均値をエラーバーで表している. 図 2.12 は各被験者の絶対座標系での足先の高さを, 25 歩中の最大値と最小値の差を単位長さとして無次元化し, 全被験者間にわたってその平均値と標準偏差の時間推移を求めた結果を表す.

歩行周期全体を通して関節間シナジーの大きさ  $S_X$ ,  $S_Y$  の時間推移を見ると (図 2.8 から図 2.10), いずれの歩行速度においても時刻 30 % から 80 % の間は  $S_X$ ,  $S_Y$  の一方もしくは両方が高い値になっている. この期間は関節軌道のばらつきが大きくなる時期であるが (図 2.8 から図 2.10 (c)), 関節間シナジーの働きで足先位置や股関節位置への影響が抑えられていることをこの結果は示している. この時もう一方の脚は時刻 80 % から 100 %, 0 % から 30 % に対応するが, この時期は関節間シナジーは低いかわりに, 軌道のばらつきは小さい (図 2.8 から図 2.10). すなわち歩行周期全体に渡って一方の脚軌道のばらつきは小さく, もう一方の脚には関節間シナジーが働くことで脚姿勢の調節が行われていることになる. 以下では関節間シナジーの時間推移をより詳細に説明していく.

時刻 45 % から 50 % 付近の片足支持期後期において, 足先に対する股関節の水平位置を調節する関節間シナジー  $S_X$  は高くなり (図 2.8 から図 2.10 (a)), 被験者 6 人中歩行速度 3.0 km/hr, 4.5 km/hr では 5 名, 6.0 km/hr では全被験者で基準値を超える. また, 股関節の高さを調節する関節間シナジー  $S_Y$  はこの期間付近の足先 (第五中足骨頭) が持ち上がる時期 (図 2.12) に極大値をとり, この時全被験者で基準値を超える (図 2.8 から図 2.10 (b)). この時, もう一方の脚は遊脚中の時刻 95 % から 100 % の前方に振り出した足を引き戻す時期にあたる (図 2.11). このとき,  $S_X$ ,  $S_Y$  の値はいずれも小さいが (図 2.8 から図 2.10 (a), (b)), 一方で関節角度のばらつきは遊脚期の中では小さい値となっている (図 2.8 から図 2.10 (c)). 衝撃を伴う接地においては, 前方に振り出した脚を引き戻しながら接地 (図 2.11) することにより, 歩行の安定化を図れることがいくつかの研究で示されている [26], [27]. この時期においてヒトは脚の引き戻しを行うだけでなく, 接地に向かう脚姿勢の一步ごとのばらつきを抑えるとともに, 立脚側では関節間シナジーにより股関節の位置, 特に高さを調節することで接地の際に受ける衝撃のばらつきを抑えていると考えられる.

時刻 50 % から 65 % 付近の後期両脚支持期に注目すると, 足先に対する股関節の高さ

を調節する関節間シナジー  $S_Y$  は両脚支持期の開始時には全被験者が基準値を超え、その後もほぼ全員（歩行速度 6.0 km/hr で 3 名を除く）が基準値を超えている（図 2.8 から図 2.10 (b)）。足先に対する股関節の水平位置を調節する関節間シナジー  $S_X$  は、足先が最も後方にある時期（図 2.11）に極大値をとり（図 2.8 から図 2.10 (a)）、その瞬間には被験者 6 人中歩行速度 3.0 km/hr では 4 名、4.5 km/hr、6.0 km/hr では全被験者で基準値を超える。この期間においてももう一方の脚は、時刻 0 % から 15 % 付近の前期両脚支持期にあたり、遊脚終期から引き続き  $S_X$ 、 $S_Y$  共に低い値をとるが（図 2.8 から図 2.10 (a), (b)）、脚関節角度のばらつきは小さい（図 2.8 から図 2.10 (c)）。両足が接地している両脚支持期は接地によって受ける衝撃に抗して転倒を避け、歩行の安定性を高めるために体幹位置の調節を行う上で重要な時期である。このとき接地直後の脚姿勢は一步ごとのばらつきを抑える一方で、遊脚前の脚は関節間シナジーを活用することで、両脚で協調的に股関節位置を調節していることを以上の結果は示している。

時刻 65 % から 90 % 付近の遊脚期においては、股関節に対する足先の水平位置を調節する関節間シナジー  $S_X$  は低い値をとるが（図 2.8 から図 2.10 (a)）、足先の高さを調節する関節間シナジー  $S_Y$  は被験者 6 人中歩行速度 3.0 km/hr、4.5 km/hr では全被験者、6.0 km/hr では 4 名で基準値を超えており（図 2.8 から図 2.10 (b)）、特に、足先の振り抜き時に足先が床に最も近づく Minimum Toe Clearance (MTC) の瞬間（時刻 80% 付近）において（図 2.12）、 $S_Y$  はいずれの歩行速度でも極大値をとっている（図 2.8 から図 2.10 (b)）。この時期において関節角度のばらつきは歩行周期中で特に大きい値となるが（図 2.8 から図 2.10 (c)）、足先の高さへの影響は関節間シナジーで抑えられていることになる。この MTC の瞬間は特に高齢者ではつまずきが生じやすいことが報告されている [28]。脚ロボットを開発する際にも、遊脚時に足が地面に接触しないように前に振り抜くことは、転倒をさけるための重要なポイントの 1 つである。このとき、支持脚であるもう一方の脚（時刻 30% 付近）では関節角度のばらつきは小さく（図 2.8 から図 2.10 (c)）、股関節に対する足先の高さを調節する関節間シナジー  $S_Y$  も高い値をとり、被験者 6 人中歩行速度 3.0 km/hr では 5 名、4.5 km/hr では 5 名、6.0 km/hr では全被験者で基準値を超える（図 2.8 から図 2.10 (b)）。すなわち MTC の瞬間において、立脚側では姿勢のばらつきを抑えるとともに関節間シナジーも用いて股関節の高さのばらつきを抑え、遊脚側では関節間シナジーにより足先の高さを調節することで両脚で協調的につまずきを回避していると考えられる。

#### 2.4.2 足先速度を調節する脚関節間シナジーの特徴

図 2.13 の実線、破線、鎖線はそれぞれ股、膝、踝関節角速度 ( $\dot{\theta}_1$ ,  $\dot{\theta}_2$ ,  $\dot{\theta}_3$ ) の 1 歩行周期中の時間変化の全被験者間平均値を表す。図 2.14, 図 2.15 は股関節に対する足先速度の水平成分  $X(\dot{\theta}(t))$  と鉛直成分（高さ） $Y(\dot{\theta}(t))$  を実現できる関節角度の組み合わせを UCM とした場合の関節間シナジーの大きさ  $S_{V_X}$ ,  $S_{V_Y}$  の時間推移を、それぞれ各被験者毎に色



別で表す。オレンジ、ピンク、水色、赤、緑はそれぞれ被験者 A から D に対応する。図中の横破線は、F 検定により関節間シナジーが存在すると有意水準  $p < 0.05$  で判定できる基準値を示す。関節間シナジーの解析は、図 2.13 における各被験者の平均脚軌道を実現する関節角の組み合わせを UCM として行なっている。以降、関節角速度について UCM 解析を行い、得られた関節間シナジーの大きさを  $S_{V_x}$ ,  $S_{V_y}$  と表す。図 2.16 から図 2.18 (a), (b) はそれぞれ図 2.14, 図 2.15 に表した各被験者の各関節角速度のシナジーの大きさ  $S_{V_x}$ ,  $S_{V_y}$  の平均値と標準偏差の時間推移を表し、(c) は各被験者の関節角速度の標準偏差を求め、全被験者にわたってその平均値と標準偏差の時間推移を求めた結果を表す。

時刻 14 % から時刻 45 % の片足支持期において、股関節速度の水平成分の一步ごとの速度のばらつきを抑える関節間シナジー  $S_{V_x}$  は全被験者においてほぼ常にその値が基準値を超える (図 2.16 から図 2.18 (a))。股関節速度の鉛直成分に関する  $S_{V_y}$  はこの時期基準値を超えることはない (図 2.16 から図 2.18 (b))。  $S_{V_x}$  が基準値を越えるのはトレッドミル上で一定の速度で歩行するために立脚中の股関節速度の水平成分が調整されていると考えられる。この時、もう一方の脚は時刻 64 % から 95 % の遊脚期にあたる。遊脚期開始の時刻 64 % から時刻 80 % の足先を前に振り出し足先の高さが遊脚中最も低くなる (MTC) まで (図 2.11) は、  $S_{V_x}$  は全被験者でその値が基準値を超える (図 2.16 から図 2.18 (a))。一方、  $S_{V_y}$  は低い値をとる (図 2.16 から図 2.18 (b))。その後、時刻 80 % から時刻 95 % まで  $S_{V_x}$  は低くなるが、  $S_{V_y}$  の値はこの時期基準値を超えはじめる (図 2.16 から図 2.18 (b))。  $S_{V_y}$  の値が極大値をとる時刻 80 % 付近は MTC の時期にあたり、その値は歩行速度 3.0 km/hr, 4.5 km/hr で 5 名, 6.0 km/hr で 4 名が基準値を超える (図 2.16 から図 2.18 (b))。つまり、遊脚開始の蹴りだしから足先と床の距離が近づく MTC の時刻までは速度の水平成分が関節間シナジーによって調節されており、MTC の瞬間には足先速度の鉛直成分が関節間シナジーによって調節されている。

時刻 45 % から時刻 50 % の片足支持期の終期、  $S_{V_y}$  の値は引き続き高く、全被験者において基準値を超えたままである (図 2.16 から図 2.18 (b))。  $S_{V_x}$  については、歩行速度 3.0 km/hr, 4.5 km/hr においてはその値は基準値を超える (図 2.16, 図 2.17 (a))。しかし、歩行速度 4.5 km/hr において  $S_{V_x}$  の値は低下しており (図 2.17 (a))、歩行速度 6.0 km/hr では全被験者で時刻 50 % までにその値が基準値を下回る (図 2.18 (a))。この時、もう一方の脚は時刻 95 % から時刻 100 % の遊脚期の終期にあたる。このとき、  $S_{V_x}$ ,  $S_{V_y}$  共にその値は増加する (図 2.16 から図 2.18 (a) (b))。着地の瞬間 (時刻 100%) の  $S_{V_x}$  に注目すると、歩行速度 3.0 km/hr, 4.5 km/hr では全被験者で、歩行速度 6.0 km/hr で 5 名が基準値を超える (図 2.16 から図 2.18 (a))。  $S_{V_y}$  については、歩行速度 3.0 km/hr, 4.5 km/hr では全被験者で、歩行速度 6.0 km/hr で 5 名が基準値を超える (図 2.16 から図 2.18 (b))。接地における脚の速度の制御が歩行の安定化に有効なことが数理的手法 [27] や、ロボット実験により示されている [26]。UCM 解析の結果は、ヒトが実際に、歩行の安定化のために足先速度の調節を関節間シナジーを活用して行なっていることを示している。

時刻 0 % から時刻 5 % 付近のかかとの接地後、足底全体が床に接地する時刻において、 $S_{V_x}$ 、 $S_{V_y}$  共に全歩行速度、全被験者においてその値は基準値を超える（図 2.16 から図 2.18 (a) (b)）。この時もう一方の脚は、時刻 50 % から 55 % 付近であり、 $S_{V_x}$  は歩行速度 3.0 km/hr で 3 名が基準値を超えるのみである（図 2.16 から図 2.18 (a)）。一方、 $S_{V_y}$  は全歩行速度、全被験者で基準値を超える（図 2.16 から 2.18 (b)）。接地後、両脚で股関節速度の鉛直成分を調節することは、接地時の衝撃に抗して一定の速度で歩行を続ける上で重要である。また、左右脚間の荷重の移動を行う両脚支持期において股関節速度の鉛直成分の一步ごとのばらつきが少ないことは、歩行周期の安定化に繋がると考えられる。

時刻 5 % から 14 % において、 $S_{V_x}$ 、 $S_{V_y}$  ともに基準値を下回る（図 2.16 から図 2.18 (a) (b)）。この時、もう一方の脚は時刻 55 % から 64 % にあたり、 $S_{V_x}$ 、 $S_{V_y}$  共に基準値を超える（図 2.16 から図 2.18 (a) (b)）。遊脚に向かう後期両脚支持期において股関節速度の一步ごとのばらつきが少なく、時刻 64 % の遊脚開始時には歩行速度 3.0 km/hr では 5 名、歩行速度 4.5 km/hr では 4 名が  $S_{V_x}$ 、 $S_{V_y}$  共に基準値を超える（図 2.16、図 2.17 (a) (b)）。歩行速度 6.0 km/hr では 5 名が時刻 64 % で  $S_{V_x}$  の値が基準値を超え（図 2.18 (a)）、 $S_{V_y}$  の値が基準値を超えるのは 1 名のみである（図 2.18 (b)）。遊脚軌道が消費エネルギーを少なくするよう計画されていることが先行研究により明らかになっている [24]。消費エネルギーの無駄を減らすには、遊脚開始時においてその歩行速度に合った速度で足先を蹴り出すことが重要であると考えられる。そしてこの時ヒトは、関節間シナジーを活用することによって蹴り出しの速度を調節しているといえる。

### 2.4.3 ヒトの歩行における歩行速度による脚関節間シナジーの変化

前節で述べた関節間シナジーの特徴は歩行速度によらないものであり（図 2.8～図 2.10 (a), (b)）、図 2.8～図 2.10 (c) で示される関節角度の分散の時間推移の様子も歩行速度によらずよく似ている。本節では、関節間シナジーが強くなるタイミングや、関節間シナジーと脚姿勢の関係に歩行速度による違いがあるかを 5% の有意水準でそれぞれ検定した。

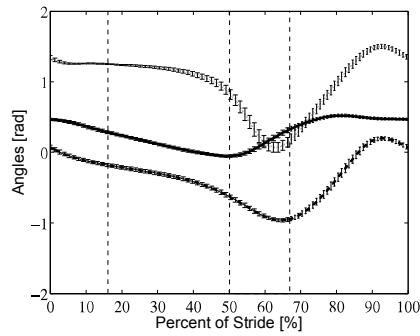
後期両脚支持期（時刻 50 % 付近）における  $S_y$  の極大になる時刻（図 2.19 (a)）について回帰分析を行なったところ、回帰係数  $-0.748$ 、決定係数  $0.560$  となり、F 検定により回帰式の有意性が確認された。また、後期両脚支持期（時刻 55 % 付近）での  $S_x$  の極大になる時刻（図 2.19 (b)）についても回帰分析を行なったところ、回帰係数  $-0.767$ 、決定係数  $0.588$  となり、F 検定により回帰式の有意性が確認された。すなわち、後期両脚支持期における関節間シナジーのピーク時刻は歩行速度とともに早くなっているといえる。この  $S_x$  が極大になる平均時刻は、股関節に対する足先位置が最も後方にくる時刻にわずかに先行したが、各歩行速度毎に 2 標本 t 検定を行なったところ有意差が認められたのは歩行速度 6.0 km/hr のみであり、この場合も両者の差は  $2.19 \pm 1.07\%$  と小さかった。後期両脚支持期の開始付近で関節間シナジーが強くと働くことは、もう一方の脚の接地位置の

ばらつきを抑えるためにも、両脚支持期中に体幹位置を調節するためにも有効に働く。移動速度が速くなると、接地時の衝撃が強くなり、また、両脚支持期の期間が短くなるために関節間シナジーの働くタイミングを早くしていくことで姿勢の調節のための時間を確保している可能性がある。また、足先が最も後方にくるタイミングで  $S_x$  が極大になることは、足のステップ長(振り幅)のばらつきを抑えることにも寄与すると考えられる。

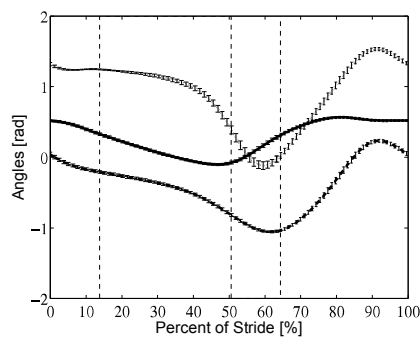
遊脚期(時刻 80% 付近)における  $S_y$  の極大になる時刻(図 2.19 (c))についても回帰分析を行なったが、F 検定により回帰式の有意性が確認されず、歩行速度による有意差はないことが確認された。つまり、遊脚中の関節間シナジー  $S_y$  の強く働く時刻には歩行速度による変化はない。この  $S_y$  の極大になる時刻と MTC の時刻について各速度毎に 2 標本 t 検定を行なった結果、どの歩行速度においても両者に有意差は確認されなかった。すなわち、足先の高さのばらつきを抑える関節間シナジーはつまずきを防ぐ上で最も重要なタイミングでピーク値をとるように調節されていることをこの結果は示唆する。

## 2.5 まとめ

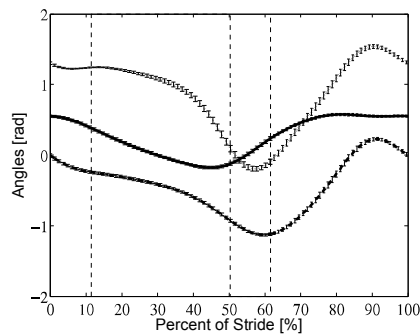
本節では、ヒトを対象とした関節間シナジーの視点による歩行のコツを発見することを目的に股関節にたいすつ足先の水平位置及び高さを調節する関節間シナジーがそれぞれ歩行中にどのように働いているかを調べ、以下の結果を得た。その結果、以下に挙げられるようなヒトが行なっている歩行のコツが発見された。第一に、歩行周期全般にわたって、関節軌道のばらつきが大きい時期には関節間シナジーが働くことで足先や股関節位置のばらつきを抑える。第二に、歩行中のつまずきが生じやすい MTC の瞬間においては、遊脚側には足先の高さ及び足先速度の鉛直成分を調節する関節間シナジーを強く働かせる。体幹を支える立脚側では関節角度一歩ごとのばらつきは小さく、かつ、股関節の高さを調節する関節間シナジーを活用する。これにより、両脚で協調的に足先の高さのばらつきを抑えてることをつまずきを回避していると考えられる。第三に、遊脚終期には一歩ごとの脚姿勢のばらつきを抑えられ、足先速度は関節間シナジーによって調整されている。一方、立脚側では関節間シナジーによって接地時の姿勢を調節する。このような調節は、接地時に受ける衝撃やそのばらつきを抑えることで転倒の回避に寄与していると考えられている。第四に、両脚支持期においては、接地直後の脚では脚姿勢の一歩ごとのばらつきは小さく、遊脚前の脚では関節間シナジーを働かせる。これは、この時期は両脚で協調的に体幹位置の調節を行うことで歩行の安定性を高めているといえる。以上のように歩行中のいくつかの特定の時期に関節間シナジーが強く働いているということは、脳は歩行実現のために足先位置や股関節位置をどのようなタイミングでいかに調節すべきかという一種のコツを進化と学習により獲得していることを示唆する。



(a)



(b)



(c)

図 2.5 関節角度 ( $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\theta_3$ ) の全被験間平均値の時間推移. 各被験者について計算した標準偏差の平均値をエラーバーで表す.

The line, broken and chain lines show average of hip, knee and ankle angle of six subjects during walking of (a) 3.0 km/hr, (b) 4.5 km/hr and (c) 6.0 km/hr, respectively. The error bar shows the inter-subject average of the S.D. of each subject. The horizontal axis shows percent of the stride time. The vertical broken lines show the start of the single support phase, second double support phase, and swing phase, respectively, from the left to the right (See table. 2.1).

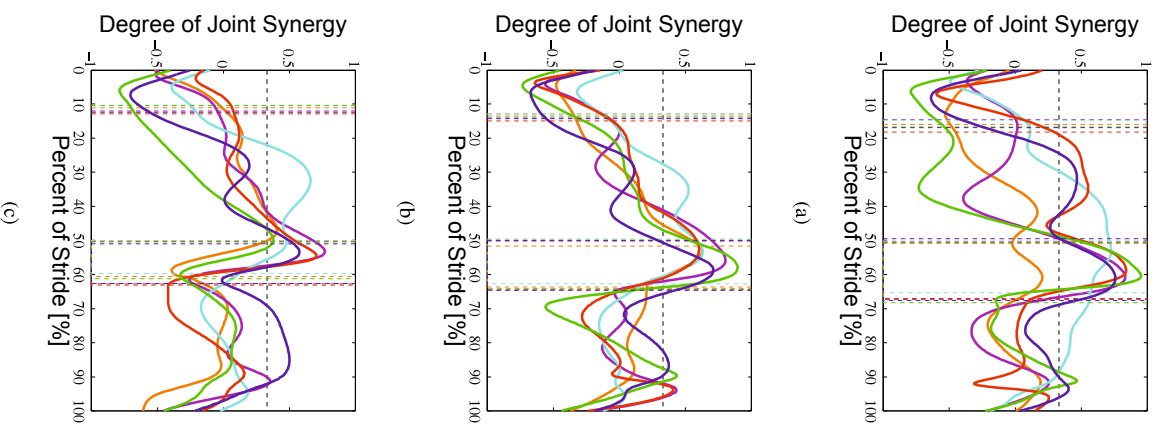


図 2.6 股関節に対する足先の水平位置のばらつきを抑える関節間シナジーの大きさ  $S_X$  の時間推移。

The degree of joint synergy  $S_X$  of six subjects when the UCM is defined as the plane on which the horizontal toe position  $X$  is constant. (a), (b), and (c) show the results of the walking speed 3.0, 4.5 and 6.0 km/hr, respectively. The colored lines show subject A (orange), subject B (pink), subject C (aqua), subject D (red), subject E (green) and subject F (blue), respectively. The horizontal broken line shows the level above which the existence of the joint synergy is suggested by the F-test ( $p < 0.05$ ). The meaning of the horizontal axis, horizontal broken line and vertical broken lines are the same as those in Fig. 2.5.

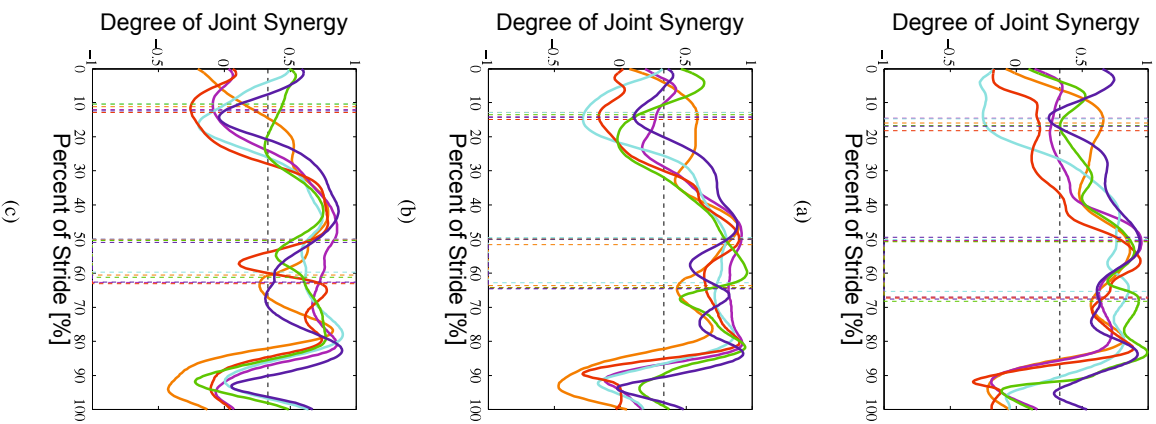
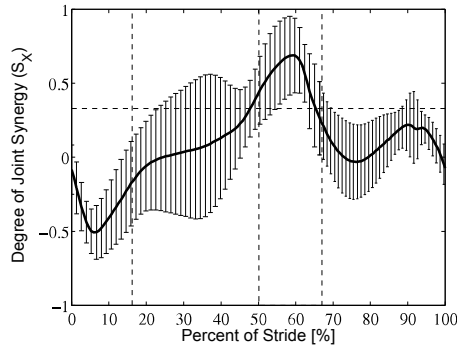
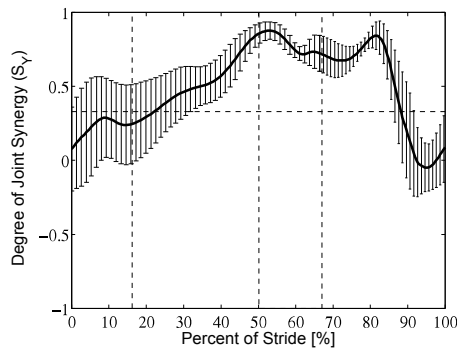


図 2.7 股関節に対して足先の鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーの大きさ  $S_y$  の時間推移.

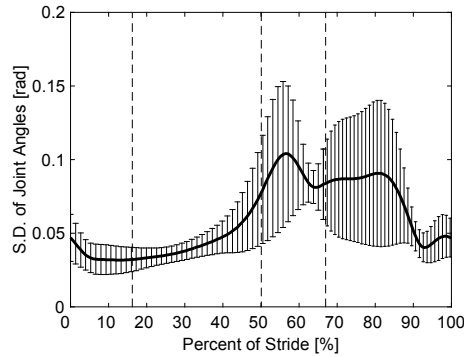
The degree of joint synergy  $S_y$  of six subjects when the UCM is defined as the plane on which the vertical toe position  $Y$  is constant. (a), (b), and (c) show the results of the walking speed 3.0, 4.5 and 6.0 km/hr, respectively. The meaning of the colored lines, horizontal axis, horizontal broken line and vertical broken lines are the same as those in Fig. 2.6.



(a)



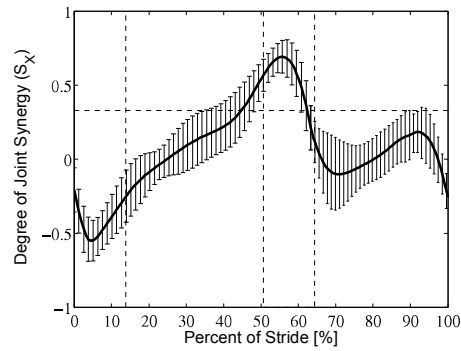
(b)



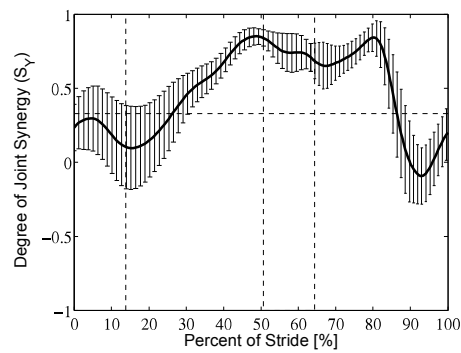
(c)

図 2.8 歩行速度 3.0 km/hr での関節間シナジーの大きさ. (a)  $S_X$ , (b)  $S_Y$  の平均値と標準偏差の時間推移及び, (c) 各被験者の脚関節角度の標準偏差に対する全被験者間平均値と標準偏差.

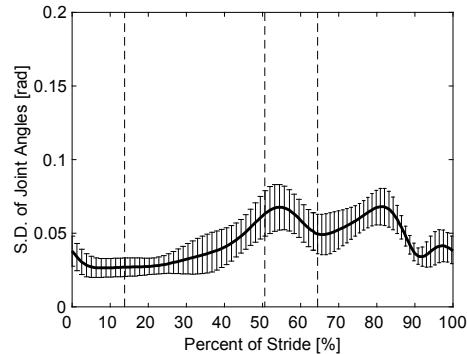
The average of degree of joint synergy  $S_X$  and  $S_Y$  of six subjects when the UCM is defined as the plane on which the (a) horizontal and (b) vertical toe position,  $X$ ,  $Y$ , are constant (average $\pm$ S.D.), respectively. (c) shows the standard deviation of joint angles. The walking speed was 3.0 km/hr. The meaning of the colored lines, horizontal axis, horizontal broken line and vertical broken lines are the same as those in Fig. 2.6.



(a)



(b)

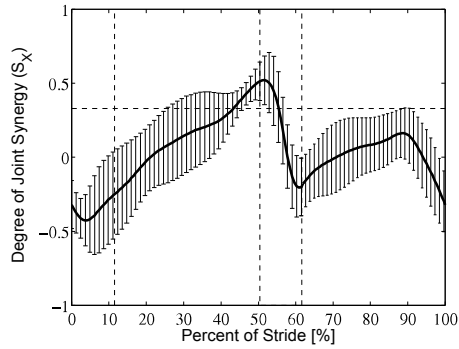


(c)

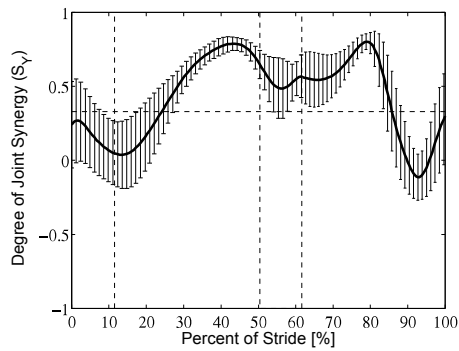
図 2.9 歩行速度 4.5 km/hr での関節間シナジーの大きさ. (a)  $S_X$ , (b)  $S_Y$  の平均値と標準偏差の時間推移及び, (c) 各被験者の脚関節角度の標準偏差に対する全被験者間平均値と標準偏差.

The average of degree of joint synergy  $S_X$  and  $S_Y$  of six subjects when the UCM is defined as the plane on which the (a) horizontal and (b) vertical toe position,  $X$ ,  $Y$ , are constant (average $\pm$ S.D.), respectively. (c) shows the standard deviation of joint angles. The walking speed was 4.5 km/hr. The meaning of the colored lines, horizontal axis, horizontal broken line and vertical broken lines are the same as those in Fig. 2.6.

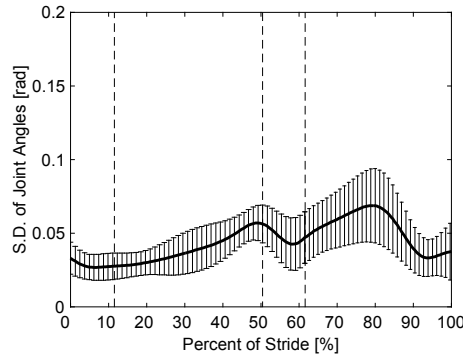




(a)



(b)



(c)

図 2.10 歩行速度 6.0 km/hr での関節間シナジーの大きさ. (a)  $S_X$ , (b)  $S_Y$  の平均値と標準偏差の時間推移及び, (c) 各被験者の脚関節角度の標準偏差に対する全被験者間平均値と標準偏差.

The average of degree of joint synergy  $S_X$  and  $S_Y$  of six subjects when the UCM is defined as the plane on which the (a) horizontal and (b) vertical toe position,  $X$ ,  $Y$ , are constant (average $\pm$ S.D.), respectively. (c) shows the standard deviation of joint angles. The walking speed was 6.0 km/hr. The meaning of the colored lines, horizontal axis, horizontal broken line and vertical broken lines are the same as those in Fig. 2.6.

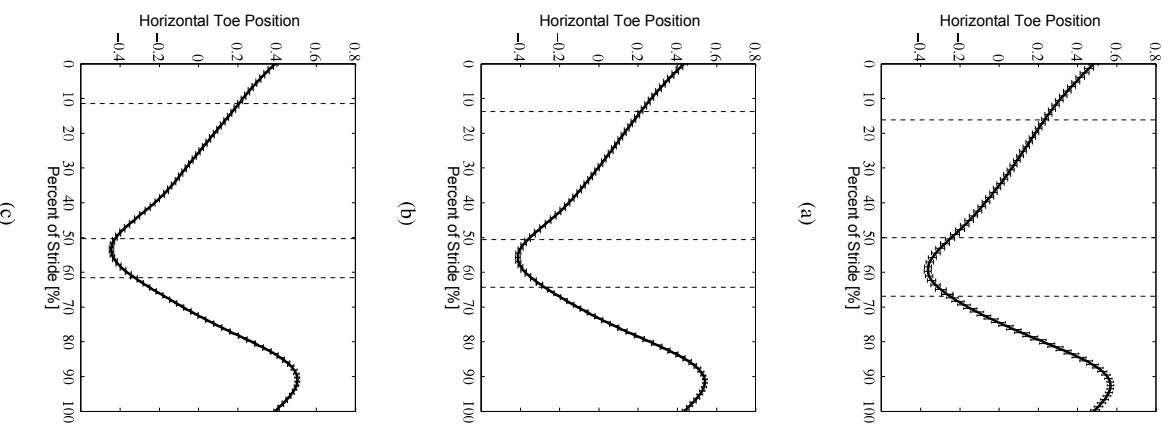
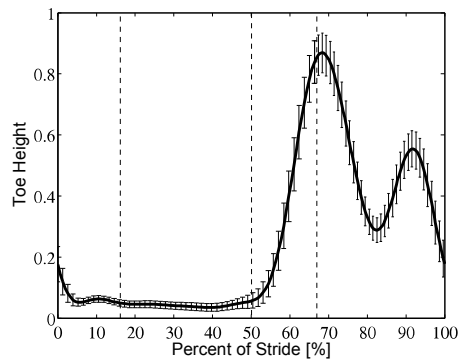
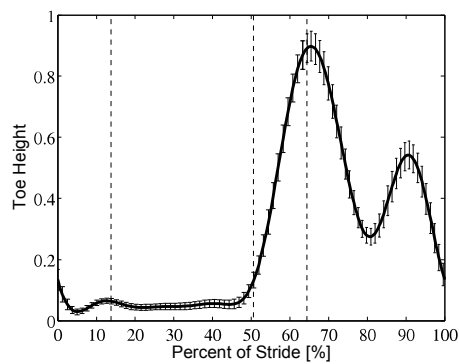


図 2.11 各被験者の股関節に対する足先の水平位置を 25 歩中の最大値と最小値の差を単位長さとして無次元化した値の全被験者間平均値。各被験者について計算した標準偏差の平均値をエラーバーで表す。

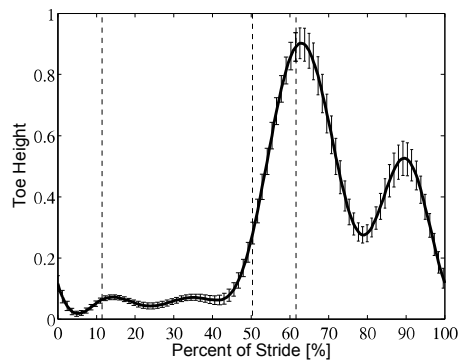
The horizontal toe position relative to the hip position of six subjects during walking of (a) 3.0, (b) 4.5 and (c) 6.0 km/hr. The difference between the maximum and minimum toe position was defined as the unit length. The error bar shows the inter-subject average of the S.D. of each subject. The meaning of the vertical lines are the same as those in Fig. 2.5.



(a)



(b)



(c)

図 2.12 各被験者の絶対座標系での足先の高さの時間推移の平均値. 高さは 25 歩中の最大値と最小値の差を単位長さとして無次元化し, その値の全被験者間平均値とその標準偏差を求めた.

The toe height of six subjects during walking of (a) 3.0, (b) 4.5 and (c) 6.0 km/hr. The difference between the maximum and minimum toe height was defined as the unit height. The meaning of the vertical lines are the same as those in Fig. 2.5.

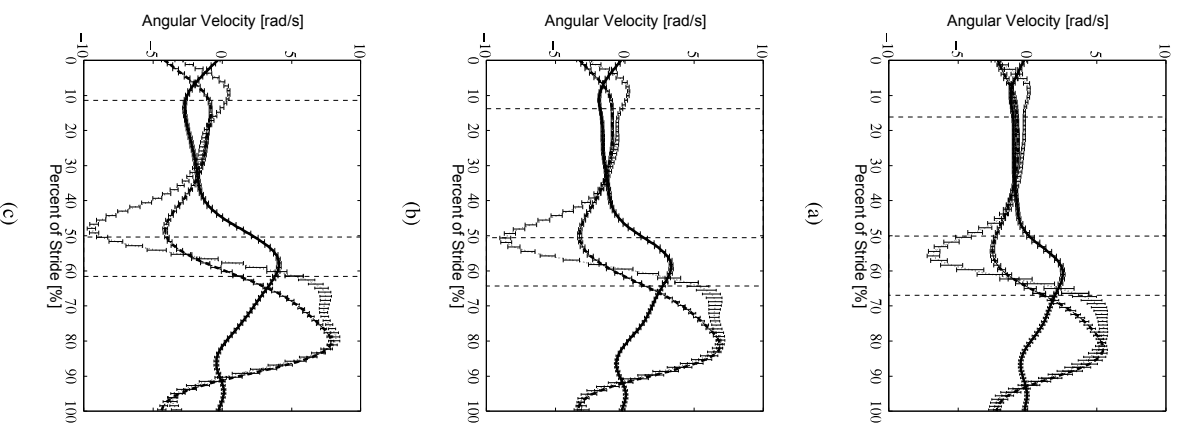


図 2.13 関節角速度 ( $\dot{\theta}_1$ ,  $\dot{\theta}_2$ ,  $\dot{\theta}_3$ ) の全被験者平均値の時間推移. 各被験者について計算した標準偏差の平均値をエラーバーで表す.

The line, broken and chain lines show average of hip, knee and ankle angular velocity of six subjects during walking of (a) 3.0 km/hr; (b) 4.5 km/hr and (c) 6.0 km/hr, respectively.

The error bar shows the inter-subject average of the S.D. of each subject. The horizontal axis shows percent of the stride time. The vertical broken lines show the start of the single support phase, second double support phase, and swing phase, respectively, from the left to the right (See table. 2.1).

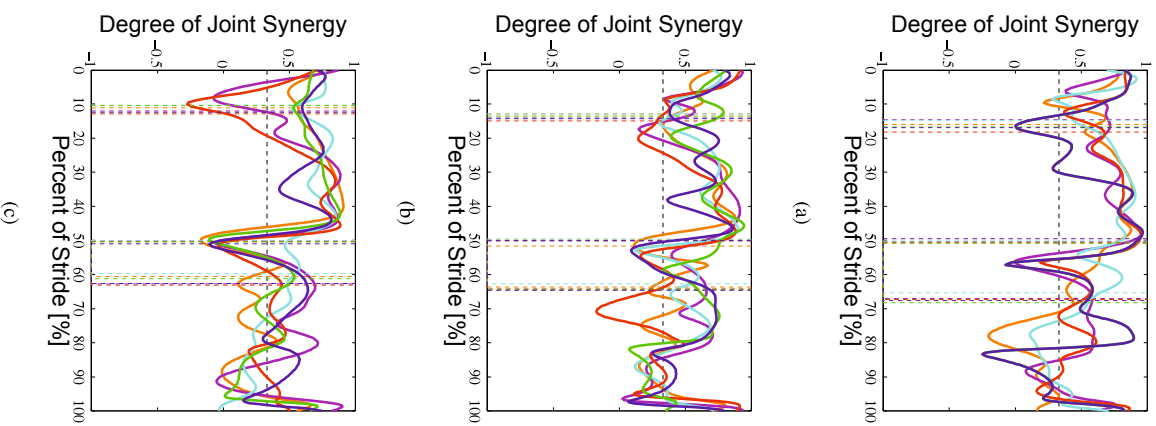


図 2.14 股関節に対する足先速度の水平成分のばらつきを抑える関節間シナジーの大きさ  $S_{Y_x}$  の時間推移.

The degree of joint synergy  $S_{Y_x}$  of six subjects when the UCM is defined as the plane on which the horizontal toe velocity  $\dot{Y}_x$  is constant. (a), (b), and (c) show the results of the walking speed 3.0, 4.5 and 6.0 km/hr, respectively. The colored lines show subject A (orange), subject B (pink), subject C (aqua), subject D (red), subject E (green) and subject F (blue), respectively. The horizontal broken line shows the level above which the existence of the joint synergy is suggested by the F-test ( $p < 0.05$ ). The meaning of the horizontal axis, horizontal broken line and vertical broken lines are the same as those in Fig. 2.13.

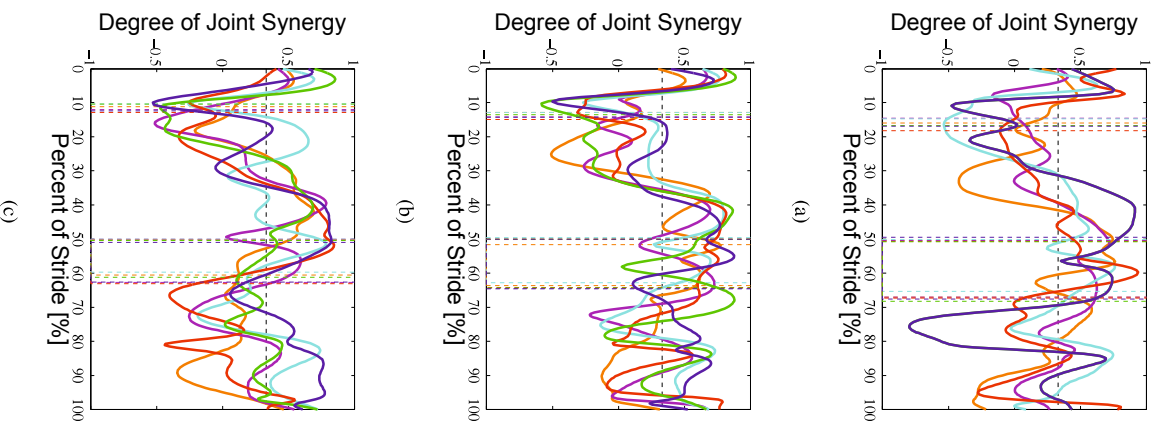
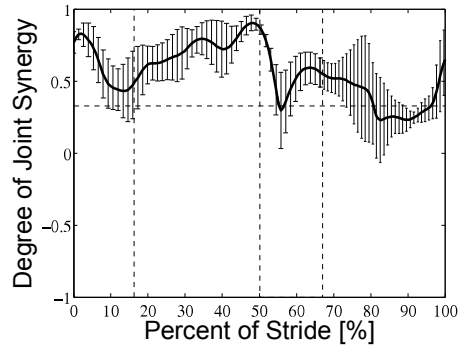
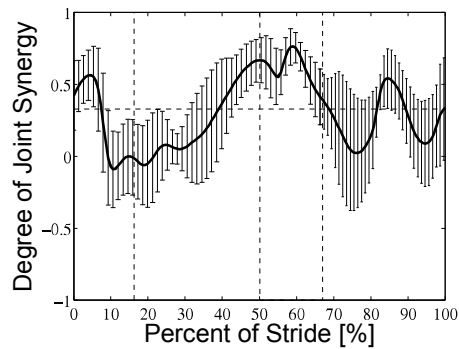


図 2.15 股関節に対する足先速度の鉛直成分のばらつきを抑える関節間シナジーの大きさ  $S_{Y_r}$  の時間推移.

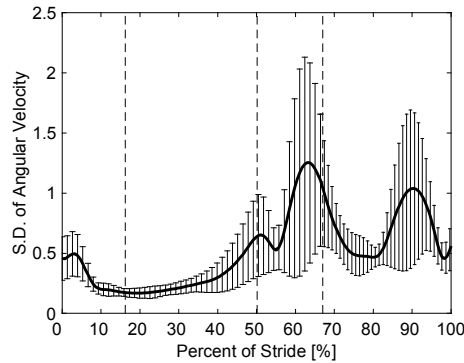
The degree of joint synergy  $S_{Y_r}$  of six subjects when the UCM is defined as the plane on which the vertical toe velocity  $Y_r$  is constant. (a), (b), and (c) show the results of the walking speed 3.0, 4.5 and 6.0 km/hr, respectively. The meaning of the colored lines, horizontal axis, horizontal broken line and vertical broken lines are the same as those in Fig. 2.14.



(a)



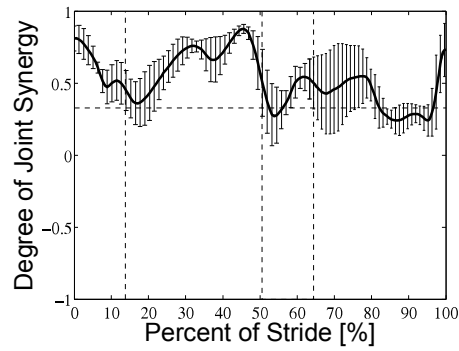
(b)



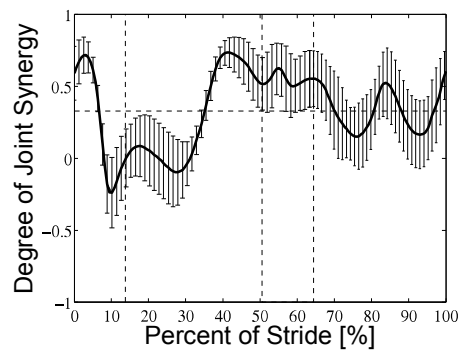
(c)

図 2.16 歩行速度 3.0 km/hr での股関節に対する足先速度のばらつきを抑える関節間シナジーの大きさ. a)  $S_{V_x}$ , (b)  $S_{V_y}$  の平均値と標準偏差の時間推移及び, (c) 各被験者の脚関節角速度の標準偏差に対する全被験者間平均値と標準偏差.

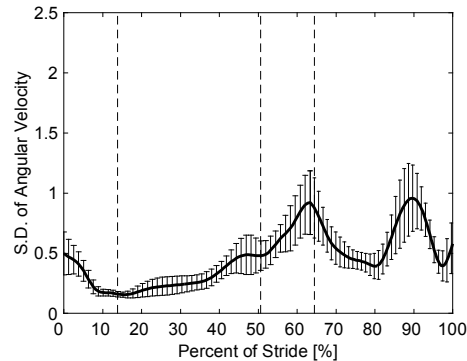
The degree of joint synergy  $S_{V_x}$  and  $S_{V_y}$  of six subjects when the UCM is defined as the plane on which (a) the horizontal and (b) vertical toe velocity,  $V_x$  and  $V_y$ , are constant (average $\pm$ S.D.), respectively. (c) shows the standard deviation of joint angular velocity. The walking speed was 3.0 km/hr. The meaning of the horizontal, horizontal broken line, vertical broken lines are the same as those in Fig. 2.14.



(a)



(b)

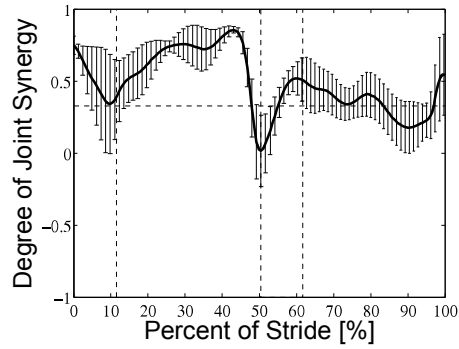


(c)

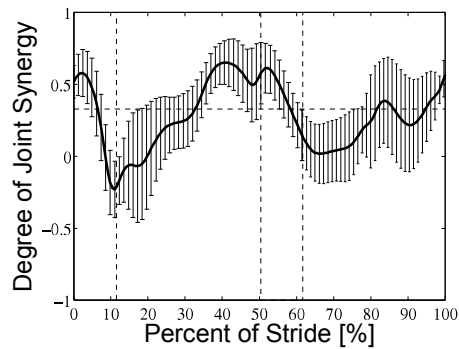
図 2.17 歩行速度 4.5 km/hr での股関節に対する足先速度のばらつきを抑える関節間シナジーの大きさ. a)  $S_{V_X}$ , (b)  $S_{V_Y}$  の平均値と標準偏差の時間推移及び, (c) 各被験者の脚関節角速度の標準偏差に対する全被験者間平均値と標準偏差.

The degree of joint synergy  $S_{V_X}$  and  $S_{V_Y}$  of six subjects when the UCM is defined as the plane on which (a) the horizontal and (b) vertical toe velocity,  $V_X$  and  $V_Y$ , are constant (average $\pm$ S.D.), respectively. (c) shows the standard deviation of joint angular velocity. The walking speed was 4.5 km/hr. The meaning of the horizontal, horizontal broken line, vertical broken lines are the same as those in Fig. 2.14.

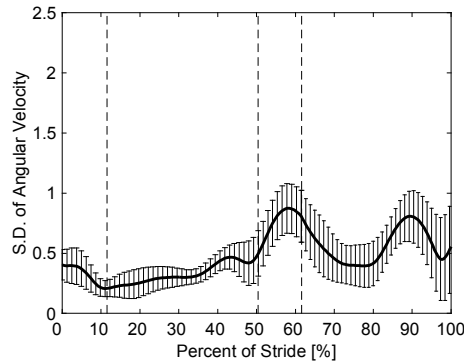




(a)



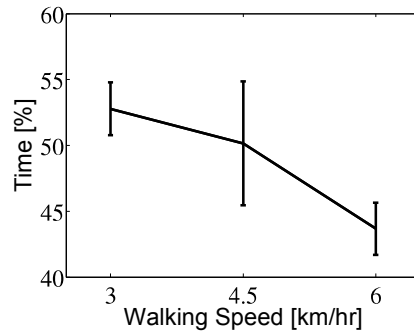
(b)



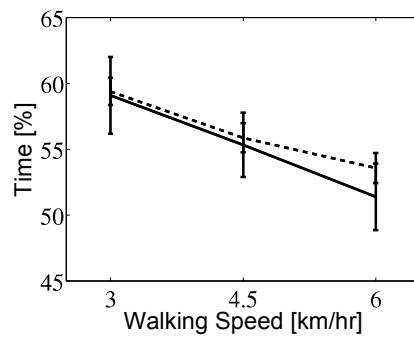
(c)

図 2.18 歩行速度 6.0 km/hr での股関節に対する足先速度のばらつきを抑える関節間シナジーの大きさ. a)  $S_{V_x}$ , (b)  $S_{V_y}$  の平均値と標準偏差の時間推移及び, (c) 各被験者の脚関節角速度の標準偏差に対する全被験者間平均値と標準偏差.

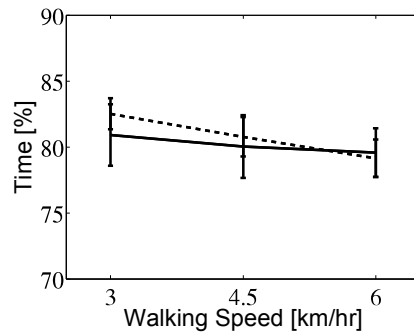
The degree of joint synergy  $S_{V_x}$  and  $S_{V_y}$  of six subjects when the UCM is defined as the plane on which (a) the horizontal and (b) vertical toe velocity,  $V_x$  and  $V_y$ , are constant (average $\pm$ S.D.), respectively. (c) shows the standard deviation of joint angular velocity. The walking speed was 6.0 km/hr. The meaning of the horizontal, horizontal broken line, vertical broken lines are the same as those in Fig. 2.14.



(a)



(b)



(c)

図 2.19 歩行の各特徴量の速度による変化 (a) 立脚期における  $S_y$  の極大になる時刻, (b) 立脚期における  $S_x$  の極大になる時刻 (実線) と股関節に対する足先の水平位置 (図 2.11) の最小時刻 (破線), (c) 遊脚期における  $S_y$  の極大になる時刻 (実線) と MTC の時刻の平均値 (破線) とそれぞれの標準偏差を示す. The time of the local maximum of (a)  $S_y$  in stance phase, (b)  $S_x$  (solid line) and the minimum horizontal toe position relative to the hip position (broken line) and (c)  $S_y$  (solid line) in swing phase and the time of MTC and each the standard deviation (broken line), respectively.



## 第 3 章

# 関節間シナジীর視点によるニホンザル (*Macaca fuscata*) とヒトの二足歩行戦略の比較

### 3.1 序論

生得的には四足性であるニホンザルが後天的に獲得する二足歩行を進化により現在の二足歩行に適応したヒトの骨格になる前段階の骨格モデルととらえた研究が自然人類学の分野で行われている [15][29]. これは、ニホンザルの二足歩行とヒトの歩行を比較することで、筋骨格系の構造的差異が二足歩行機能に与える影響を比較的に検証しようとするものである. このような研究に用いられているニホンザルの一部は、猿回しの訓練から高度な二足歩行を行うようになった芸ザルである. そして、芸ザルが見せる二足歩行のいくつかの特徴は、猿回しの訓練を受けていないニホンザルの二足歩行よりもヒトの歩行の特徴に近くなるのが先行研究により明らかになっている. 例えば、ニホンザルは二足歩行を訓練する過程で背骨の S 字構造が見られるようになっていたり、股関節や膝関節をより伸展位で歩行を行ったりするようになる [16][20][30]. しかし、その一方で猿回しの訓練を受けたニホンザルの二足歩行における関節運動の様子がヒトのものと全く同じになることはない. また、ヒトの歩行で見られる倒立振り子メカニズムなどの力学構造も異なっていることが示唆されている [17]. ヒトが行うような二足歩行の基本メカニズムを訓練を受けたニホンザルが行わない要因には骨格系の違いだけでなく、歩行制御神経系の違いが影響している可能性も残されている. 本研究において関節間シナジীর視点から歩行制御戦略を探ることは、歩行制御神経系の違いが影響する可能性を示唆する情報を与えるものである.

表 3.1 ニホンザル身体パラメータ  
Body parameter of subjects of Japanese macaques.

ID	年齢 [歳]	体重 [kg]	大腿 [m]	下腿 [m]	足 [m]
KA	10	12.3	0.17	0.16	0.06
KU	8	9.2	0.17	0.18	0.08

## 3.2 ニホンザルの二足歩行計測実験について

ニホンザルの歩行計測データについては、慶應義塾大学萩原直道准教授からご提供いただいている。

### 3.2.1 被験体について

被験体であるニホンザル (*Macaca fuscata*) は KA, KU は生後約 1 年から二足歩行の訓練を受けている芸ざるであり、トレッドミル上を少なくとも速さ 6 km/hr まで二足歩行することができる [31]. 年齢及び身体パラメータは表 3.1 に示す。

### 3.2.2 二足歩行計測について

ニホンザル (*Macaca fuscata*) の両側の股, 膝, 足関節位置及び第五中足骨の基部 (以下では足先と書く) に反射マーカを貼付し, トレッドミル上での歩行の様子を計測した. 歩行速度は 4 km/hr とし, 撮影はハイスピードカメラ (HotShot 1280; Nac Image Technology) 4 台を用いて 125 frame/sec, シャッター速度 1/250 sec で撮影を行なった (図 3.1). 取得した各マーカ位置データは, 3 次元の座標データに変換し, 遮断周波数 12 Hz の低周波フィルタ (バターワースフィルタ) によりスムージングを行なった. 本研究では, 取得した体側右側の関節軌道データについて解析を行なった。

## 3.3 結果と考察

### 3.3.1 ニホンザルの二足歩行における脚関節間シナジーの特徴

図 3.3 から図 3.6 において縦破線で示された前期両脚支持期の開始, 片足支持期の開始, 後期両脚支持期の開始, 遊脚期の開始時刻の平均値とその標準偏差を表 3.2 に示す. 図 3.2 の実線, 破線, 鎖線はそれぞれ股, 膝, 踝関節角度の 1 歩行周期中の時間変化の平均値とその標準偏差を表す. 図 3.2 (a) と (b) はそれぞれニホンザル KA, KU のものである. 横軸は足部が床に接地 (時刻 0 %) してから遊脚に入り, 再び接地 (時刻 100 %)



図 3.1 歩行計測の様子  
Metering experiment.

表 3.2 前期両脚支持期, 片足支持期, 後期両脚支持期, 遊脚期の開始時刻の平均とその標準偏差

The stride time of the start of the single support phase, second double support phase and swing phase of average and its standard deviation.

ID	片足支持期	後期両脚支持期	遊脚期
KA	14.6±3.2 %	49.4±1.6 %	64.5±2.1 %
KU	15.0±2.0 %	51.0±1.5 %	64.7±3.6 %

するまでの時間（1歩行周期）で正規化した時刻である。縦破線は左から順に、片足支持期, 後期両脚支持期, 遊脚期の開始を示す（詳細は表 3.2）。歩行中の関節角軌道には一歩ごとにばらつきがあることがわかる（図 3.2）。図 3.2 における各被験体の平均脚軌道が実現する足先軌道を UCM として関節間シナジーの解析を行なっている。図 3.3 と図 3.4 はそれぞれニホンザル KA, KU の解析結果であり, (a) と (b) はそれぞれ股関節に対する足先の水平及び垂直位置のばらつきを抑える関節間シナジーの大きさ  $S_x$ ,  $S_y$  の時間推移を, (c) は脚関節角度の標準偏差の時間推移を表す。図中の横破線は, 関節間シナジーが存在すると F 検定により有意水準  $p < 0.05$  で判定できる基準線を示す。以下ではこの有

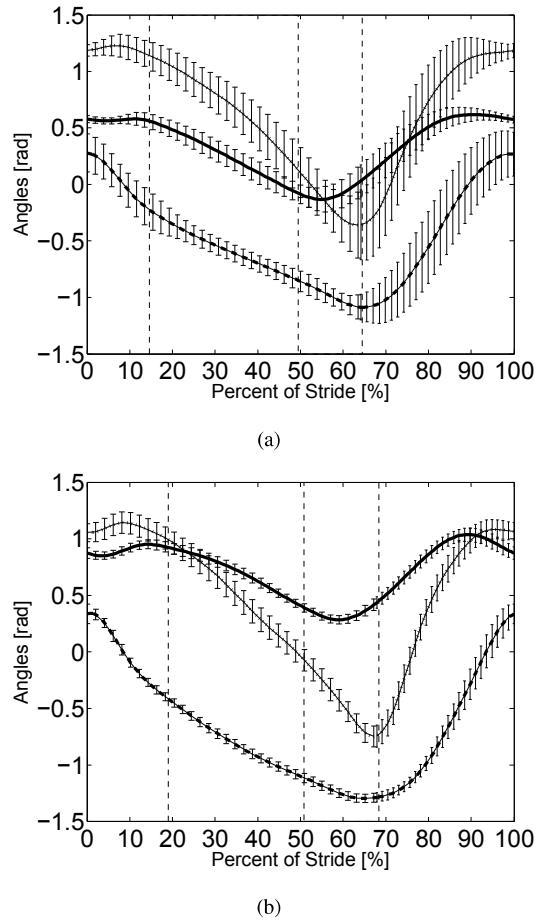


図 3.2 関節角度 ( $\bar{\theta}_1$ ,  $\bar{\theta}_2$ ,  $\bar{\theta}_3$ ) の平均値の時間推移.  
 The line, broken and chain lines show average of hip, knee and ankle angle of (a) KA and (b) KU, respectively. The error bar shows the S.D. The vertical broken lines show the start of the single support phase, second double support phase, and swing phase, respectively, from the left to the right.

意水準で関節間シナジーの有無を判定する。横軸及び縦破線は図 3.2 (a), (b) と同様である。図 3.5, 図 3.6 はそれぞれ、足先の水平位置、股関節の高さ及び足先の高さの時間推移を示す。横軸及び縦破線は図 3.2 と同様である。歩行中の関節角軌道には一歩ごとにばらつきがあることがわかる (図 3.2)。図 3.2 における各被験者の平均脚軌道が実現する足先軌道を UCM として関節間シナジーの解析を行なっている。

図 3.3, 3.4 (a) を見ると、KA と KU では足先に対する股関節の水平位置を調整する関節間シナジー  $S_X$  の値が特に立脚相において異なり、KA では基準値より常に低いのに対し、KU では立脚相初期と終期を除いて基準値を超えている。KU は歩行周期全体にわたって関節軌道のばらつきが KA より小さく (図 3.3, 3.4 (c)), さらにこの関節間シナ

ジー  $S_X$  の働きによって足先と股関節の相対位置の水平成分のばらつきが抑えられている (図 3.5). KA も KU も安定した二足歩行を行うが, 支持脚の制御方法がこの 2 体で異なることを以上の結果は示している.

片足支持期である時刻 40 % 付近において足先 (第五中足骨頭) が持ち上がり始めるが (図 3.6), この時期に足先に対する股関節の高さを調整する関節間シナジー  $S_Y$  はいずれの被験体でも極大値をとる (図 3.3, 3.4 (b)). 時刻 40 % から 50 % にかけては KA では関節角度のばらつきがゆるやかに増加するが (図 3.3 (c)),  $S_Y$  の値は基準値を超え, 最大値をとる (図 3.3 (b)). 一方, KU の  $S_Y$  の値は 43 % 付近を除いて基準値を下回るが (図 3.4 (b)), 関節角度のばらつきは KA よりも小さく (図 3.4 (c)), 股関節の高さの一步ごとのばらつきも KA より小さい (図 3.6). この時期においてももう一方の脚は遊脚終期の時刻 90 % から 100 % にあたり, いずれの被験体でも関節角度のばらつきが減少するが (図 3.3, 3.4 (c)),  $S_Y$  は基準値付近を推移し, 間欠的に基準値を超える (図 3.3, 3.4 (b)). この時期には足先が振り下ろされ床面と近くなる (図 3.6). ヒトの高齢者では若年者に比べ, 足先の振り下ろし時の足先の高さのばらつきが多く [32], つまづきによる転倒が起きやすいことが報告されている [33][34]. また, 接地の際に地面から受ける衝撃はバランスを崩す要因になる [21]. この時期に, ニホンザルが支持脚と遊脚のいずれでも関節間シナジーを活用するとともに, 遊脚側では脚姿勢のばらつきも抑えることは, 接地に向かう足先の高さのばらつきを抑えることにつながる. このことは, つまづきや接地時の転倒の回避に有効であると考えられる.

時刻 50 % から約 60 % の後期両脚支持期前半において, KA では関節角度の一步ごとのばらつきが増加しているが (図 3.3 (c)), 関節間シナジー  $S_Y$  も片脚支持期から引き続き基準値を超える (図 3.3 (b)). KU の関節角度の一步ごとのばらつきには増加は見られず (図 3.4 (c)),  $S_Y$  は基準値を下回る (図 3.4 (b)). 逆に  $S_X$  は KU のみが基準値を超えている (図 3.4 (b)). その結果, 股関節の水平方向のばらつきは KU の方が (図 3.5), 高さのばらつきは KA の方が小さくなっている (図 3.6). もう一方の脚 (時刻 0 % から約 10 % の前期両脚支持期) においても同様に,  $S_Y$  は KA のほうが (図 3.3, 3.4 (b)),  $S_X$  は KU のほうが高い値をとる (図 3.3, 3.4 (a)). ヒトの歩行における両脚支持期は, 接地時の衝撃の吸収や身体重量の支持, 遊脚期のため下肢の姿勢調整を行う上で重要な時期である [21]. この時期におけるニホンザル 2 体の制御戦略はそれぞれで異なり, 関節間シナジーにより KA では股関節の高さの, KU では股関節の水平位置の調整を主に行なっていることを以上の結果は示す.

時刻 60 % から 90 % の後期両脚支持期の後半から遊脚後期にかけての  $S_Y$  の推移に注目すると, KA では時刻 83 % に, KU では時刻 73 % に極大値をとる. この時 KU, KA は共に足先を振り下ろす途中である (図 3.6). 遊脚期では着地直前を除いて関節角度のばらつきは増加していくので (図 3.3, 3.4 (c)), 遊脚中足先が床に近くなるとつまづきのリスクが高くなる. ニホンザルには足先マーカー (第五中足骨頭) の先に長い指があり,



この足趾部が床に接触しないよう足先位置を調整する必要がある。したがって、この足先を振り下ろす際に足先の高さを調整する関節間シナジーは、遊脚途中のつまずきを防止するために有効であると考えられる。

### 3.3.2 ヒトとニホンザルの解析結果の比較

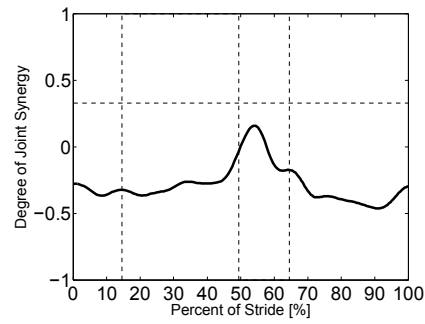
ニホンザルとヒトに共通する関節間シナジーの特徴として、まず片足支持期の時刻 40 % から 50 % 付近で  $S_Y$  が極大値をとることがあげられる。この期間中 KA とヒトの  $S_Y$  は基準値よりも高い値をとる (図 3.3, 2.9 (b))。この時期は、股関節の高さが極大値をとる時期でもある (図 3.6 (a))。もしも、膝関節が伸展しきった状態であったとすると、それにより  $S_Y$  が極大となった可能性もある。KA の解析に用いた 25 歩行中の膝関節角度 (大腿に対する下腿の相対角度,  $\theta_{knee} = \pi - \theta_1 + \theta_2$ ) の最大値と最小値はそれぞれ 3.05 [rad] と 1.67 [rad] であったが、時刻 40 % から 50 % の膝関節角度  $\theta_{knee}$  は  $2.34 \pm 0.06$  [rad] から  $2.37 \pm 0.11$  [rad] (25 歩中 23 歩は伸展動作中, 2 歩は屈曲動作中) と伸展しきった状態ではなかった。ヒトにおける膝関節角度  $\theta_{knee}$  もこの時期は伸展しきった状態ではなく、屈曲動作中である [35]。つまり、この時期の膝関節運動の方向は KA とヒトでは異なる場合が多いものの、いずれも股関節の高さのばらつきを関節間シナジーによって減らすことで、接地に向かう遊脚を支える骨盤の高さを調整していると考えられる。

遊脚期中期 (時刻 70 % から 80 % 付近) の足先を振り下ろす時期において  $S_Y$  が極大値をとることもニホンザルとヒトの共通点である。この  $S_Y$  が極大になる時刻は、ヒトにおいては足先を前に振り出す遊脚中期に足先と床が最も近づく Minimum Toe Clearance (MTC) の時刻とはほぼ一致する。一方、遊脚中期に MTC の瞬間がないニホンザルにおいては、足の振り下ろしの中でも足先位置がまだ高い時期であり (図 3.3, 3.4 (c))、そのタイミングは KA と KU では異なる。このことから、MTC を生む脚軌道の形成と、このタイミングでの足先の高さを調整する関節間シナジーの活用は、ヒトが進化の過程で獲得した二足歩行のための制御戦略と考えられる。

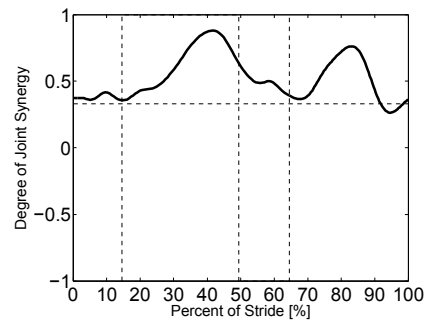
遊脚終期 (時刻 90 % から 100 %) においてはニホンザルでは関節間シナジー  $S_Y$  が基準値付近を推移し、間欠的に基準値を超えている (図 3.3, 3.4 (b))。これに対してヒトの  $S_Y$  は接地の瞬間付近を除いて基準値よりも小さい (図 2.9 (b))。ヒトはこの期間に足先を一度前方に振り上げた後、引き戻しながら接地を行なっている。このような引き戻しは歩行の安定化に寄与することが報告されているが [27][26]、ニホンザルは接地前にはこのような引き戻しはなく、足先は単調に地面に近づいていく (図 3.6)。すなわち、ニホンザルは関節間シナジーによって足先の高さを調整しながら単調に足を振り下ろして接地する点でヒトとは異なる接地戦略をとる。

2 体のニホンザルのうち KA の関節間シナジーにはヒトとの類似点がいくつか観察される。例えば、 $S_X$  の値の大きさは KA とヒトでは異なるものの、後期両脚支持期で最大値をとる点で共通する (図 3.3, 2.9 (a))。一方、KU の  $S_X$  は時刻 5 % から 55 % 付近まで

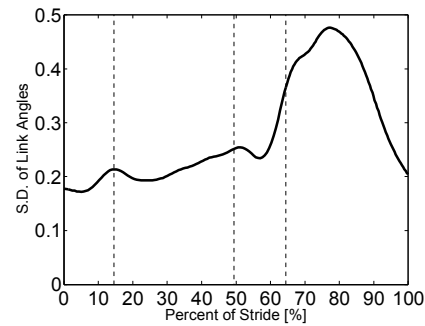
ほぼ一定の値で推移し、それ以外の区間で小さくなる (図 3.4 (a)). また、ヒトと KA の  $S_y$  は片足支持期後半から遊脚期前半まで基準値を下回ることではなく、時刻 40 % 付近と 80 % 付近で極大値をとる (図 3.3, 2.9 (b)). 一方 KU の  $S_y$  が基準値を超えて極大値をとるのは遊脚初期付近と遊脚終期である (図 3.4 (b)). 前期両脚支持期前後においても、KA とヒトでは  $S_x$  が基準値を下回る (図 3.3, 2.9 (a)) 点で共通するが、KU の  $S_x$  は接地直後を除いて基準値を超える (図 3.4 (b)). 以上のように、KA とヒトは、KU に比べて股関節もしくは足先の高さのバラツキを抑える関節間シナジーをより活用する点と、水平方向の位置を調整する関節間シナジーが後期両脚支持期で最大値をとる点で似ている。また、ニホンザル 2 体とヒトの相違点として、後期両脚支持期に働く関節間シナジーがヒトでは特に強く働いていることがあげられる。ニホンザルの股関節は通常ヒトと異なり過伸展することができず、膝関節もヒトのように完全に伸展することはできない [16][30]. しかし、ニホンザルの二足歩行中の関節可動域は訓練によって股関節、膝関節ともに伸展位に広がることが報告されている [16][30]. さらに、KA は KU よりも股関節、膝関節の二足歩行中の可動域がともに伸展位に広がり [31], その点で KA はよりヒトに近い歩行を行なっている。このように関節可動域が拡張していくことにより、関節角度の調整が行い易くなり、関節間シナジーを活用した制御が可能になったことが、ヒトが安定した二足歩行を獲得していく上で重要な要因であったと考えられる。



(a)



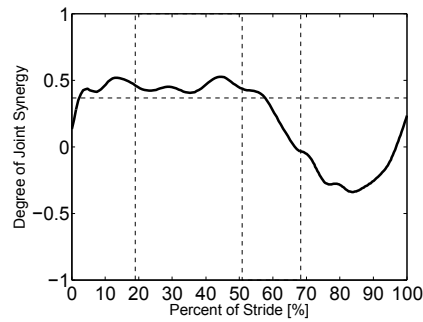
(b)



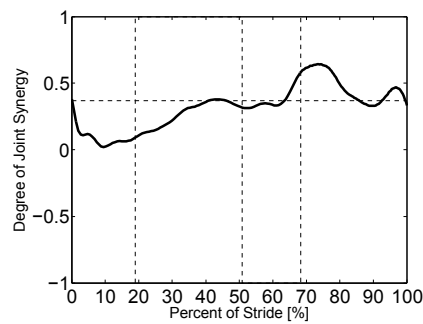
(c)

図 3.3 KA の二足歩行中の関節間シナジーの大きさ (a)  $S_X$ , (b)  $S_Y$  及び (c) 脚関節角度の標準偏差の時間推移.

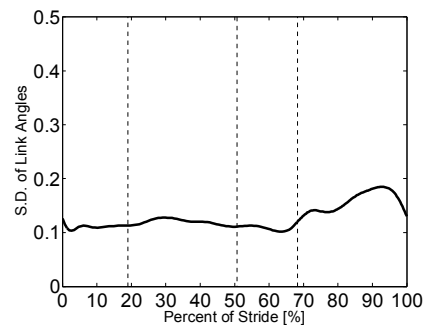
The degree of joint synergy,  $S_X$  and  $S_Y$ , of the subject KA. (a) and (b) show the results when the UCMs are defined as the plane on which the horizontal and vertical position,  $X$  and  $Y$ , are constant, respectively. (c) shows the standard deviation of joint angles. The horizontal axis, vertical broken lines and horizontal broken line are the same as those in Fig. 2.8.



(a)



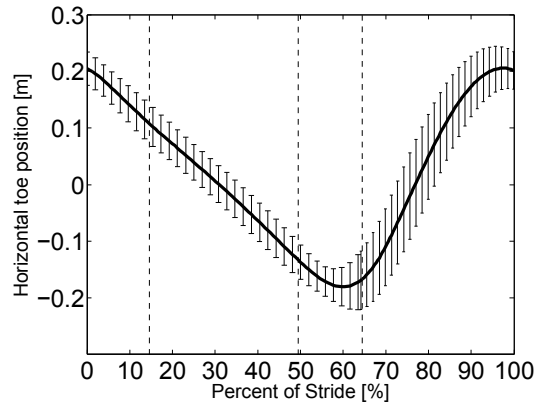
(b)



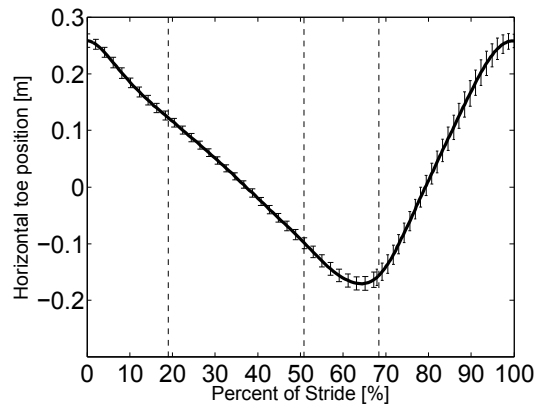
(c)

図 3.4 KU の二足歩行中の脚関節間シナジーの大きさ (a)  $S_X$ , (b)  $S_Y$  及び (c) 脚関節角度の標準偏差の時間推移.

The degree of joint synergy,  $S_X$  and  $S_Y$ , of the subject KU. (a) and (b) show the results when the UCMs are defined as the plane on which the horizontal and vertical position,  $X$  and  $Y$ , are constant, respectively. (c) shows the standard deviation of joint angles. The horizontal axis shows the percent of the stride time. The horizontal axis, vertical broken lines and horizontal broken line are the same as those in Fig. 2.8.



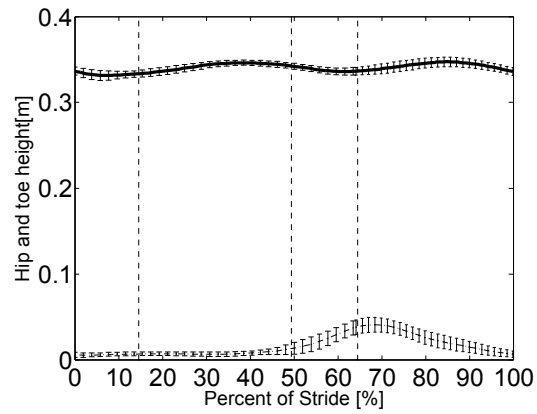
(a)



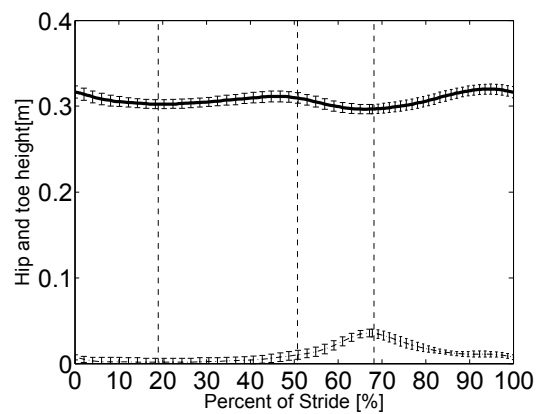
(b)

図 3.5 股関節に対する足先の水平位置の時間推移.

The average trajectory of the horizontal toe position. Error bar shows the S.D. (a) and (b) show the results of KA and KU, respectively. The horizontal axis shows the percent of the stride time. The meaning of the broken vertical lines are the same as those in Fig. 2.8.



(a)



(b)

図 3.6 股関節の高さ及び足先の高さの時間推移.

The averaged trajectory of the hip height (thick line) and toe height (broken line). Error bar shows the S.D. (a) and (b) show results of KA and KU, respectively. The horizontal axis shows the percent of the stride time. The meaning of the broken vertical lines are the same as those in Fig. 2.8.

### 3.4 まとめ

本節では、ニホンザルの二足歩行中の各瞬間に関節間シナジーがどのように働いているかを調べ、ヒトとの歩行制御戦略の違いを考察した。その結果、遊脚中に足先が地面に近くなり、つまずきが起きやすくなる時期には股関節や足先の高さのばらつきを抑える関節間シナジーがニホンザルとヒトの両方に観察された。しかし、関節間シナジーが働くタイミングについてはニホンザルとヒトで相違点も多い。ヒトでは遊脚期中期にMTCの瞬間があり、この瞬間においては足先の高さを抑える関節間シナジーが働いている。その後、一旦足先を振り上げた後引き戻して接地を行うが、この引き戻し時期には足先位置の調整を行う関節間シナジーは働いていない。一方、ニホンザルではMTCの瞬間や接地前の脚の引き戻しがなく、間欠的に関節間シナジーを用いて足先の高さを調整しながら単調に足を振り下ろして接地する。すなわち両者では接地前の脚制御戦略が異なる。また、ニホンザルの後期両脚支持期に働く関節間シナジーはヒトの場合に比べて小さい。後期両脚支持期においてはヒトの股関節は過伸展するが、ニホンザルではヒトのように伸展することはできない。ただし、ニホンザルのうち被験体KAはKUに比べて股・膝関節をより伸展することができ、定性的にはヒトと似た関節間シナジーの推移を示した。すなわち、ヒトでは股関節可動域の拡張によって後期両脚支持期での関節間シナジーの形成を行えるようになり、それにより安定した二足歩行が可能になったと考えられる。

本研究では、第五中足骨基部と股関節の相対位置に着目して関節角シナジーの解析を行った。ヒトにもニホンザルにも中足骨基部より遠位に足趾が存在する。その形状は両者で異なるものの、歩行中の蹴り出しに重要な役割を担っている[36][37]。したがって、中足骨基部に着目したヒトとニホンザルの歩行制御戦略の違いは、足趾部の制御戦略の違いを反映している可能性もある。本研究で被験体に用いた2体の芸ザルは指先にマーカ等を貼付されることを嫌がるため、足趾部の軌道計測は行えなかったが、足趾部を含む脚全体で関節間シナジーをいかに形成しているのかを探ることは、安定した二足歩行を実現するための歩行戦略を探る上で重要な課題である。また、本研究で計測を行うことができたニホンザルは2体のみであるが、その結果のみからでも、ニホンザルとヒトの二足歩行の制御戦略には相違点があることを窺い知ることが出来る。安定した二足歩行能力を獲得したニホンザルに観察される姿勢の変化は、前述のように制御戦略の修正に重要であったと考えられる。このような姿勢の変化と制御戦略の変化は相互に依存しながら変化していったと考えられるが、特にどのような変化が二足歩行の安定性の向上に有効であったかを検討していくことが今後の課題である。

## 第 4 章

# むすび

本論文においては、脚関節間シナジーの視点から、ヒトとニホンザルの二足歩行制御戦略について比較を行なった。まず、第 2 章において、歩行中のどの瞬間に股関節に対する足先の水平位置と高さを調節する関節間シナジーが働いているかを調べ、ヒトの歩行における歩行のコツを検討した結果を述べた。そして、ヒトは一步ごとの関節角度のばらつきが多い時期や、MTC の瞬間や対側の接地にむけてなど、つまずきの防止や衝撃を伴う接地を行う時期に関節間シナジーを活用していることが明らかになった。歩行中のいくつかの特定の歩行の安定化に重要と考えられる時期に関節間シナジーが強く働いているということは、歩行実現のために足先位置や股関節位置をどのようなタイミングでいかに調節すべきかという一種のコツを進化と学習により獲得していることを示唆する。さらに、第 3 章では、ニホンザルの二足歩行中にヒトに見られるような関節間シナジーが働いているかを調べ、ヒトとニホンザルの二足歩行戦略の比較の結果を示した。後天的に獲得したニホンザルの二足歩行においても関節間シナジーが活用が確認されたが、接地に向けての関節間シナジーの活用のタイミング及び接地の方法の違いから、ヒトとニホンザルの歩行制御戦略には違いがあることを示した。ニホンザル 2 個体の内、ヒトに近い関節可動域を訓練により獲得している個体の方がヒトに近い関節間シナジーの活用が見られた。このことから、関節可動域の拡張がヒトの持つ歩行のコツの獲得に関わっていることを示唆した。

本研究においては、股関節に対する足先の位置に注目して UCM 解析を行なった。ネコの後脊髄小脳路では、股関節に対する足先位置を距離と角度で表現する神経活動が報告されている [38]。ヒトの場合にも同様に股関節に対する足先の極座標の位置が重要な制御変数であると Ivanenko らは歩行中の関節軌道の解析により結論づけている [39]。股関節に対する足先の水平位置と高さのばらつきを調整する関節間シナジーが歩行の安定性の向上に重要と思われるタイミングで働くことを示す本研究の結果は、上記の先行研究と同様に股関節に対する足先位置が歩行における重要な変数であることを示唆している。

足先位置を表すために本研究で用いている直交座標表現  $(X, Y)$  と Ivanenko らが提唱する極座標表現  $(r, \phi)$  の関係式は  $(X(t), Y(t)) = (r(t) \sin \phi(t), -r(t) \cos \phi(t))$  である。ただし、 $\phi$  は鉛直線と動径  $r$  の成す角とする。動径の変化が小さく  $r(t) = r_0 + \Delta r(t)$  ( $r_0$ :定数,



$\frac{\Delta r}{r_0} \ll 1$ ) と表すことができ、かつ、足の振り幅が小さい ( $\phi \ll 1$ ) 場合は、微量の2次以上の項を無視すると、 $(X, Y) = (r_0\phi, -(r_0 + \Delta r))$  となる。すなわち、(2.1) 式の左辺は  $r_0\phi$  と書き換えることができる。このことから、偏角  $\phi$  に注目した関節間シナジの UCM 解析結果は  $X$  座標に注目した解析結果と近似的に等しくなることがわかる。同様に、極座標表現の動径  $r$  に注目した解析結果は、 $Y$  座標に注目した解析結果と近似的に等しいものになる。しかし、歩行中の足先位置の制御において、つまずきを防ぎ、接地をなめらかにを行うためには足先の高さは重要な変数であるので、本研究で用いた直交座標表現の方が極座標表現よりも適しているように思われる。

本研究で用いた UCM 解析は、どのような関節間シナジが存在するかに関する情報は与えてくれるが、その実現メカニズムに関する手がかりは与えてくれない。しかし、ヒトの歩行の制御戦略を探るにはさらに関節間シナジがどのようなメカニズムで実現されているかを理解することも重要である。歩行のように長期間の進化を経て獲得された運動中に働く関節間シナジは、必ずしも神経系の処理の結果ではなく、やはり進化の過程で洗練された身体の単純な物理構造によって実現されている可能性もある。受動歩行機によるシミュレーション実験では、MTC の瞬間に足先の高さを調節する関節間シナジが脚骨格のみで観察されるこよが報告されている [40][41]。また、神経系により生まれる関節間シナジの形成については、筋活動がいかにか寄与しているかも探ることによって生成メカニズムについて検討していく必要があると考える。

## 付録 A

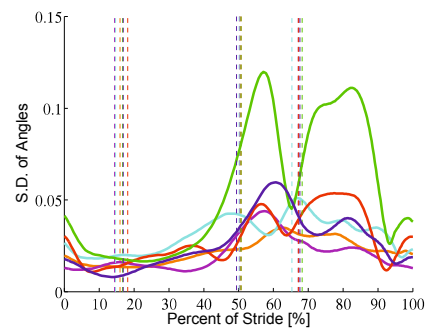
# 各被験者の関節間シナジীর解析 結果

### A.1 関節角度空間での各被験者の関節間シナジীর大きさ

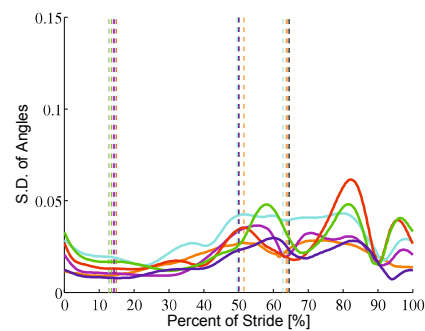
図 A.1 の実線, 破線, 鎖線はそれぞれ関節角度空間における股, 膝, 踝関節角度ベクトルの大きさの 25 歩分の分散の 1 歩行周期中の時間変化を, それぞれ各被験者毎に色別で表したものである. オレンジ, ピンク, 水色, 赤, 緑はそれぞれ被験者 A~F に対応する. 横軸は注目している脚の足部が床に接地する前期両脚支持期の開始 (時刻 0%) から, 再び接地するまでの時間 (1 歩行周期) で正規化した時刻を表す. 縦破線は左から順に片足支持期, 後期両脚支持期, 遊脚期の開始を示す (詳細時刻は表 2.1).

### A.2 各被験者の関節角度の分散の各成分の大きさの時間変化

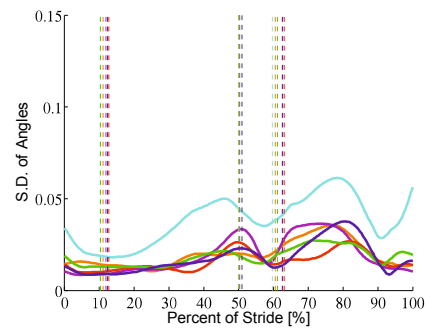
図 A.2~A.7 は図 2.6 及び図 2.7 に示される協調度  $S_X, S_Y$  を求めた分散の各成分  $\sigma^{\parallel 2}$  と  $\sigma^{\perp 2}$  を各被験者毎に示したものである. 横軸, 縦破線は図 A.1 と同様である.



(a)



(b)



(c)

図 A.1 関節角度の分散  $\sigma^2$  の時間推移.

The variance of joint angle  $\sigma^2$  of six subjects. (a), (b), and (c) show the results of the walking speed 3.0, 4.5 and 6.0km/hr, respectively. The colored lines show subject A (orange), subject B (pink), subject C (aqua), subject D (red), subject E (green) and subject C (blue), respectively. The vertical broken lines show the start of the single support phase, second double support phase, and swing phase, respectively (See table.2.1).

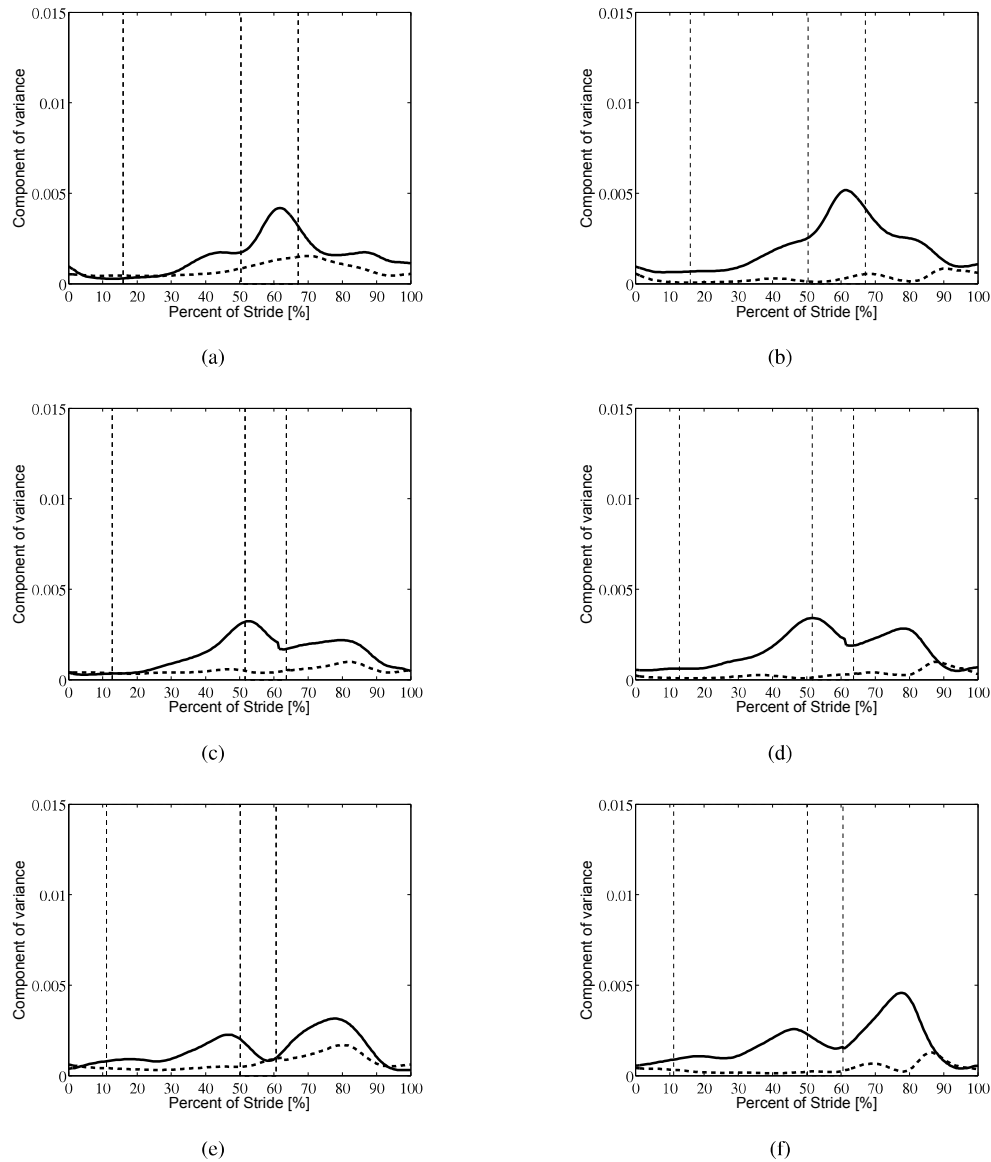


図 A.2 被験者 A の  $\sigma^{\parallel 2}$ ,  $\sigma^{\perp 2}$  の時間推移. 左段は足先位置の水平成分 ( $\sigma_X$ ), 右段は足先の高さ ( $\sigma_Y$ ) に関する解析結果. 歩行速度は上段から順に 3.0km/hr, 4.5km/hr, 6.0km/hr.

The component of variance of  $\sigma^{\parallel 2}$  (solid line) and  $\sigma^{\perp 2}$  (dotted line) of subject A, respectively. Walking speed was 3.0 km/hr in (a) and (b), 4.5 km/hr in (c) and (d), and 6.0 km/hr in (e) and (f), respectively. (a), (c) and (e) show the variances,  $\sigma_X^{\parallel 2}$  and  $\sigma_X^{\perp 2}$ , when the UCM is defined as the plane on which the horizontal toe position  $X$  is constant. (b), (d) and (f) show the variances,  $\sigma_Y^{\parallel 2}$  and  $\sigma_Y^{\perp 2}$ , when the UCM is defined as the plane on which the vertical toe position  $Y$  is constant. The meaning of the horizontal axis and the vertical lines are the same as those in Fig. A.1.

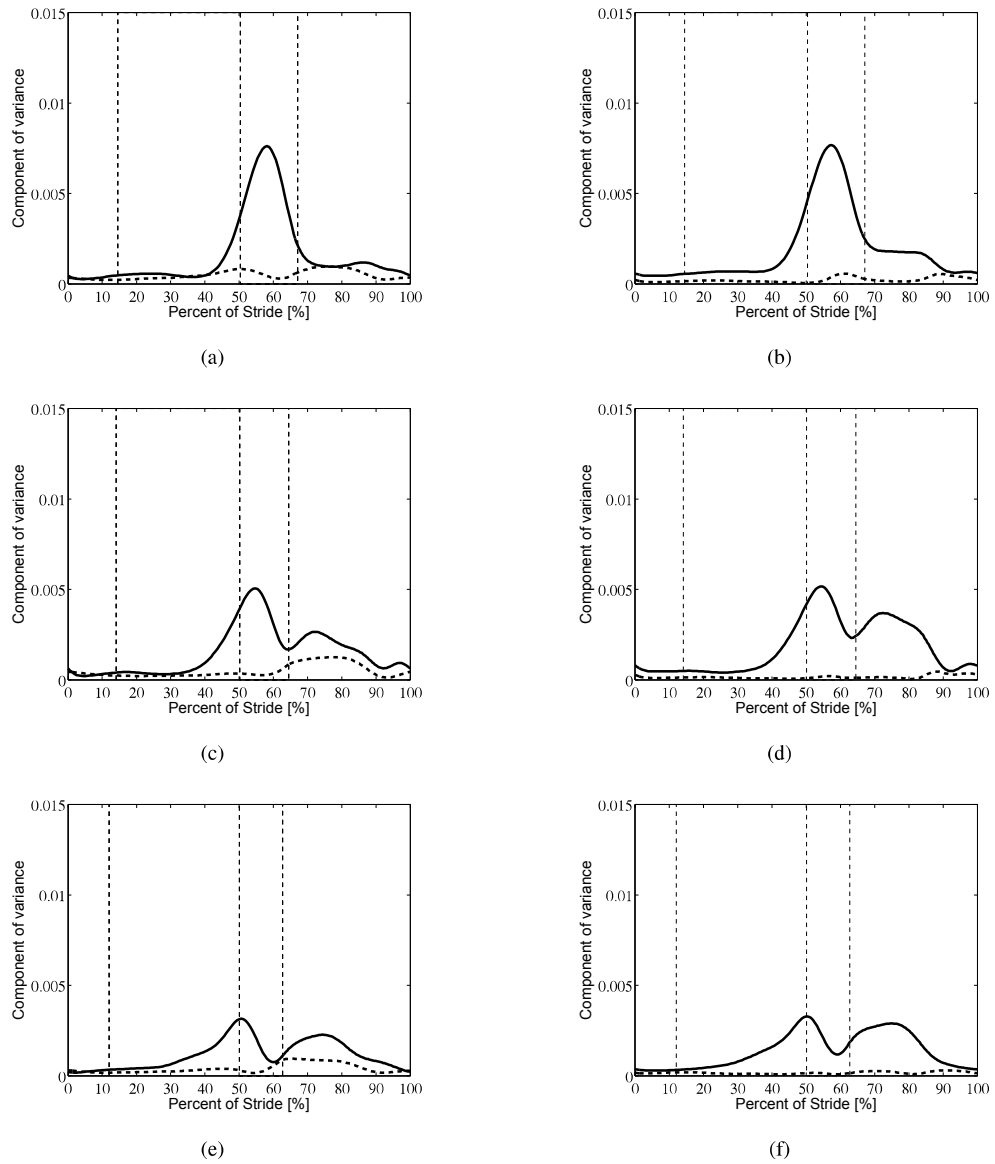


図 A.3 被験者 B の  $\sigma^{\parallel 2}$ ,  $\sigma^{\perp 2}$  の時間推移.

The component of variance of  $\sigma^{\parallel 2}$  (solid line) and  $\sigma^{\perp 2}$  (dotted line) of subject B, respectively. The meaning of the figures, horizontal axis and the vertical lines are the same as those in Fig. A.2.

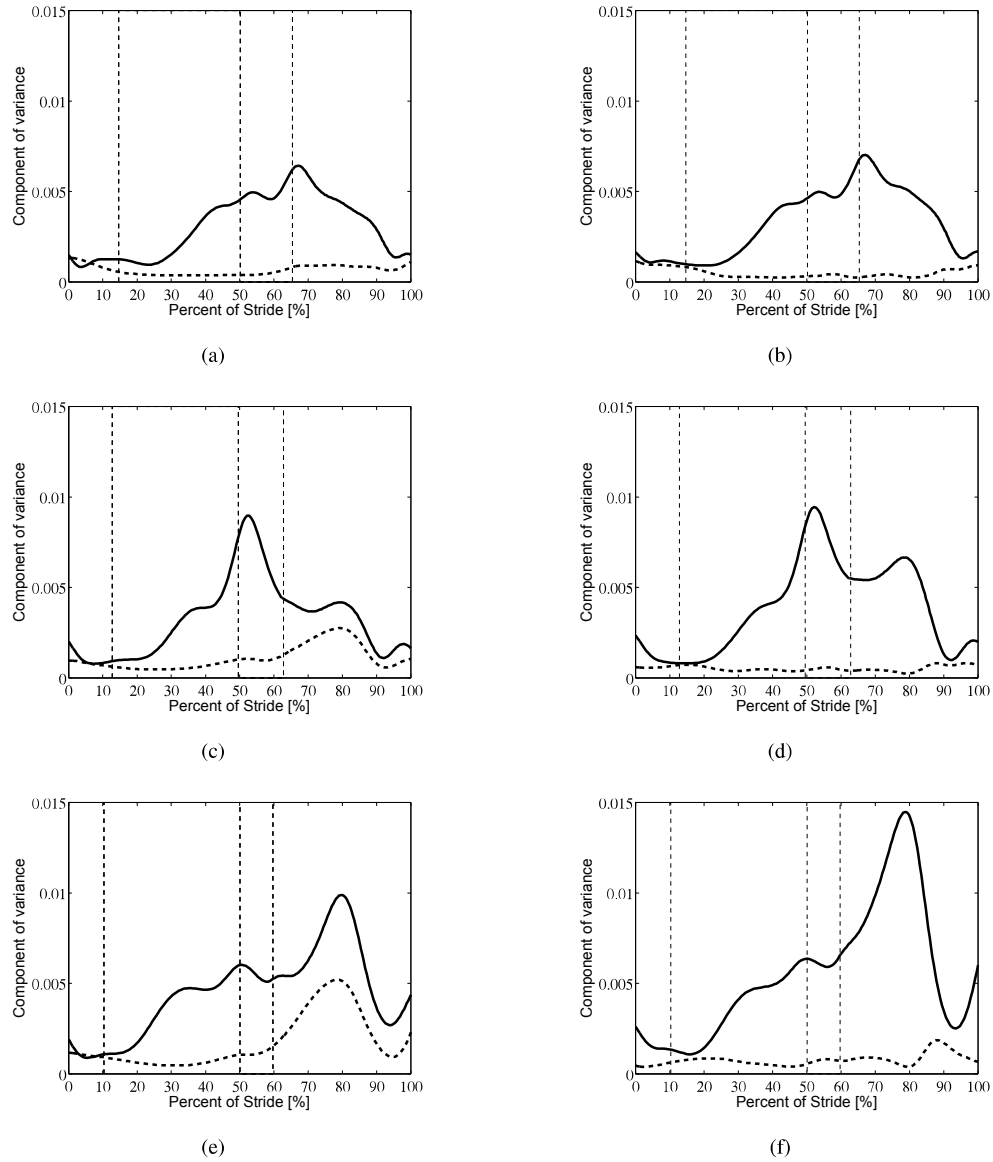


図 A.4 被験者 C の  $\sigma^{\parallel 2}$ ,  $\sigma^{\perp 2}$  の時間推移.

The component of variance of  $\sigma^{\parallel 2}$  (solid line) and  $\sigma^{\perp 2}$  (dotted line) of subject C, respectively. The meaning of the figures, horizontal axis and the vertical lines are the same as those in Fig. A.2.

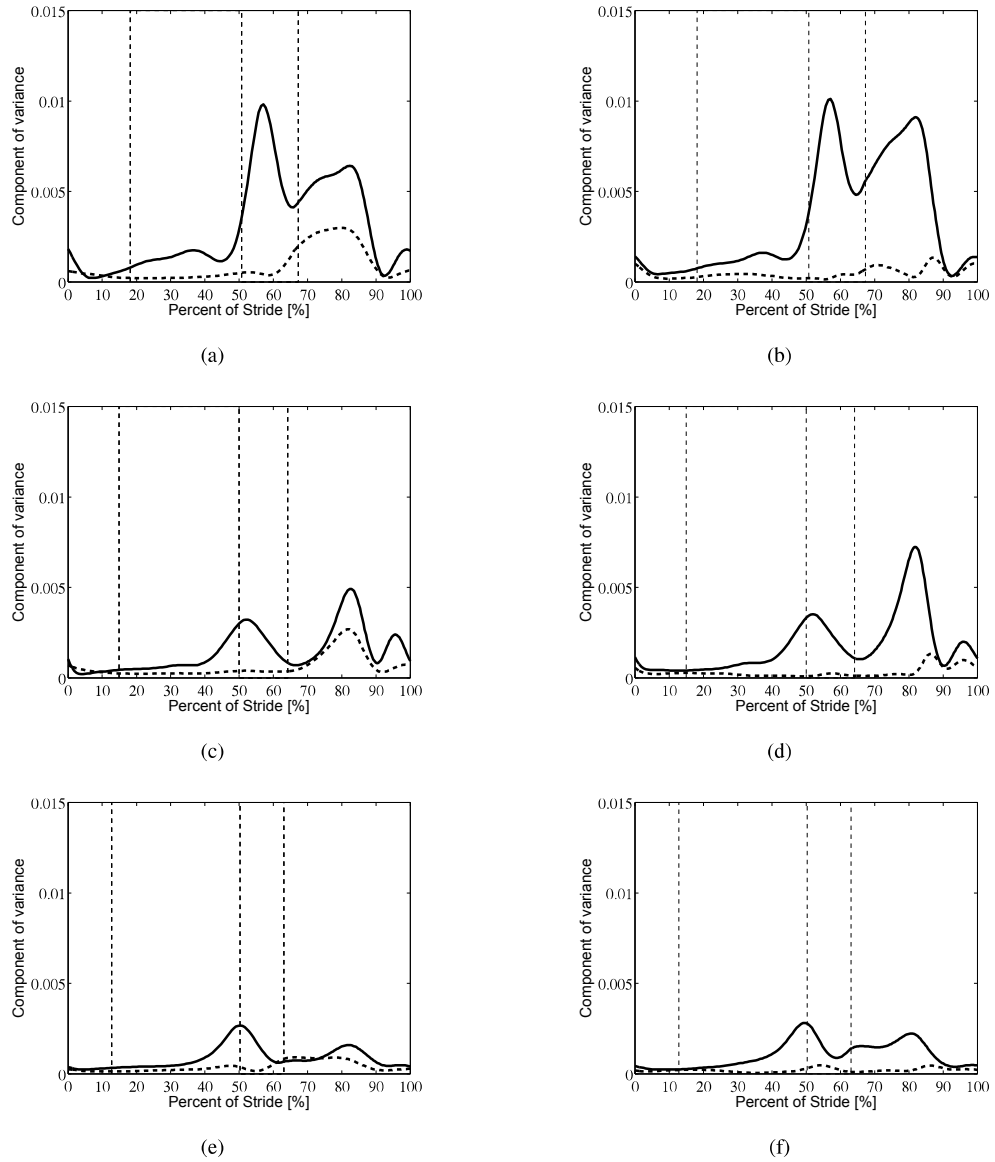
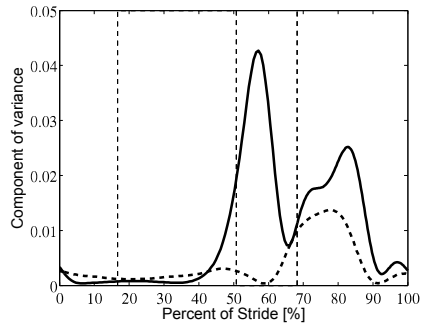
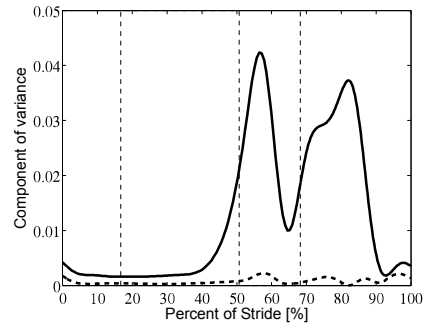


図 A.5 被験者 D の  $\sigma^{\parallel 2}$ ,  $\sigma^{\perp 2}$  の時間推移.

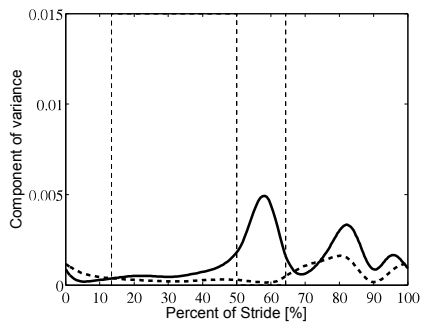
The component of variance of  $\sigma^{\parallel 2}$  (solid line) and  $\sigma^{\perp 2}$  (dotted line) of subject D, respectively. The meaning of the figures, horizontal axis and the vertical lines are the same as those in Fig. A.2.



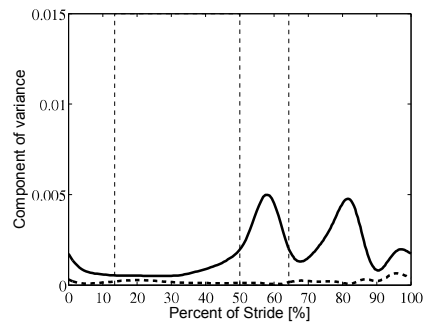
(a) ※縦軸レンジが他の図と異なる



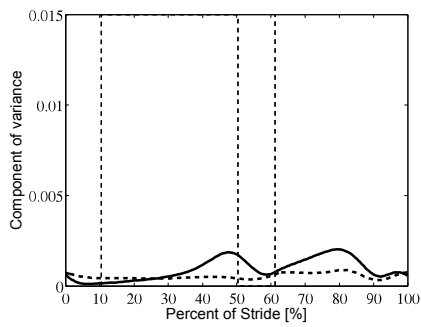
(b) ※縦軸レンジが他の図と異なる



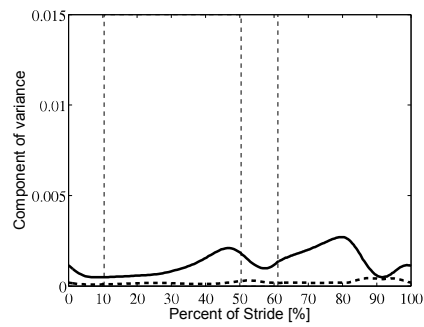
(c)



(d)



(e)

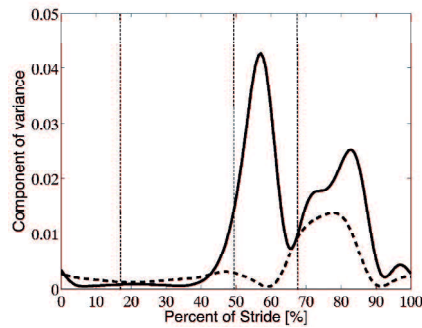


(f)

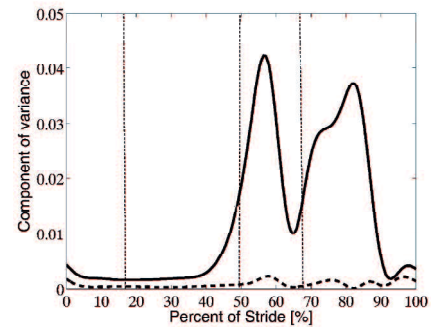
図 A.6 被験者 E の  $\sigma^{\parallel 2}$ ,  $\sigma^{\perp 2}$  の時間推移.

The component of variance of  $\sigma^{\parallel 2}$  (solid line) and  $\sigma^{\perp 2}$  (dotted line) of subject E, respectively. The meaning of the figures, horizontal axis and the vertical lines are the same as those in Fig. A.2.

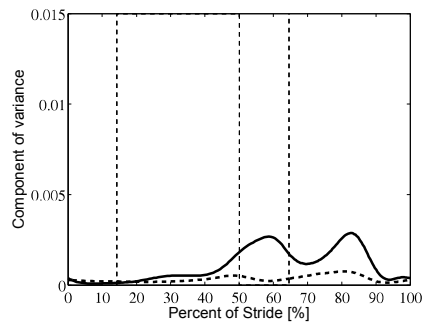




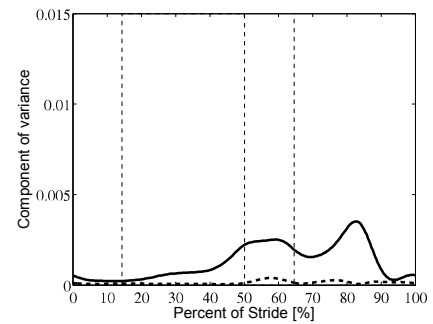
(a) ※縦軸レンジが他の図と異なる



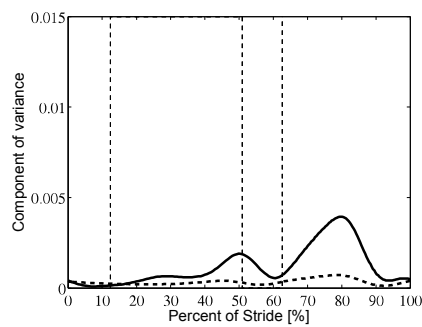
(b) ※縦軸レンジが他の図と異なる



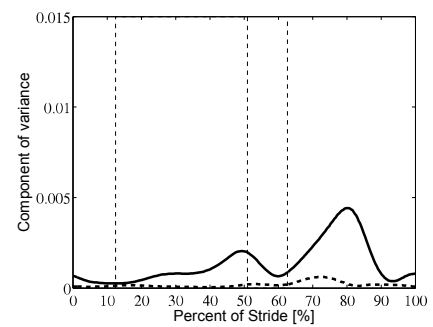
(c)



(d)



(e)



(f)

図 A.7 被験者 F の  $\sigma^{\parallel 2}$ ,  $\sigma^{\perp 2}$  の時間推移。

The component of variance of  $\sigma^{\parallel 2}$  (solid line) and  $\sigma^{\perp 2}$  (dotted line) of subject F, respectively. The meaning of the figures, horizontal axis and the vertical lines are the same as those in Fig. A.2.

## 謝辞

本研究を行うにあたり、ニホンザルの骨格モデル歩行計測データを慶應義塾大学 荻原直道 准教授にご提供いただきました。心よりお礼申し上げます。本学位論文は、山口大学 大学院理工学研究科 生体情報システム研究室での研究をまとめたものになります。本研究を行うにあたりご指導いただいた西井淳教授には国内外の学会、研究会、行事に参加する機会を与えていただき、沢山の方との出会い、様々な人生経験をすることができました。心より感謝しております。また、本学位論文の審査にあたってコメントをいただきました、山本隆教授、末竹規哲教授、坂井伸之教授、川村正樹准教授に深謝致します。研究で用いたヒトの運動計測やデータ整理を行うにあたり、技術補佐員の方々、生体情報システム研究室の皆様には大変お世話になりました。研究室の仲間のおかげでここまで研究を進めることができました。ありがとうございました。最後になりましたが、ここまで私を公私共にサポートしてくれた全ての皆様、そして家族に感謝致します。



## 参考文献

- [1] 浅間一, 矢野雅文, 石黒章夫, 大須賀公一. 移動知-適応行動生成のメカニズム-. オーム社, 2010.
- [2] N. A. Bernstein. *The coordination and regulation of movements*. Pergamon Press London, 1967.
- [3] M. Y. Zarrugh, F. N. Todd, and H. J. Ralston. Optimization of energy expenditure during level walking. *Eur. J. Appl. Physiol.*, Vol. 33, No. 4, pp. 293–306, 1974.
- [4] A. E. Minetti and R. M. Alexander. A theory of metabolic costs for bipedal gaits. *J. Theor. Biol.*, Vol. 186, No. 4, pp. 467–476, 1999.
- [5] L. Bianchi, D. Angelini, G. P. Orani, and F. Lacquaniti. Kinematic coordination in human gait: relation to mechanical energy cost. *J. Neurophysiol.*, Vol. 79, No. 4, pp. 2155–2170, 1998.
- [6] J. Nishii. Legged insects select the optimal locomotor pattern based on the energetic cost. *Biol. Cybern.*, Vol. 83, No. 5, pp. 435–442, 2000.
- [7] J. M. Donelan, R. Kram, and A. D. Kuo. Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *P. Roy. Soc. B*, Vol. 268, No. 1480, pp. 1985–1992, 2001.
- [8] J. Nishii. An analytical estimation of the energy cost for legged locomotion. *J. Theor. Biol.*, Vol. 238, No. 3, pp. 636–645, 2006.
- [9] Y. P. Ivanenko, G. Cappellini, N. Dominici, R. E. Poppele, and F. Lacquaniti. Coordination of locomotion with voluntary movements in human. *J. Neurosci.*, Vol. 25, No. 31, pp. 7238–7253, 2005.
- [10] J. P. Scholz and G. Schöner. The uncontrolled manifold concept: Identifying control variables for a functional task. *Exp. Brain Res.*, Vol. 126, pp. 289–306, 1999.
- [11] D. P. Black, B. A. Smith, J. Wu, and B. D. Ulrich. Uncontrolled manifold analysis of segmental angle variability during walking: preadolescents with and without down syndrome. *Exp. Brain Res.*, Vol. 183, No. 4, pp. 511–521, 2007.
- [12] E. Papi, P. J. Rowe, and V. M. Pomeroy. Analysis of gait within the uncontrolled manifold hypothesis: Stabilisation of the centre of mass during gait. *J. Biomech.*, Vol. 48,

- pp. 324–331, 2015.
- [13] V. Krishnan, N. J. Rosenblatt, M. L. Latash, and M. D. Grabiner. The effects of age on stabilization of the mediolateral trajectory of the swing foot. *Gait and Postur*, Vol. 38, No. 4, pp. 923–928, 2013.
- [14] N. J. Rosenblatt, C. P. Hurt, M. L. Latash, and M. D. Grabiner. An apparent contradiction: increasing variability to achieve greater precision? *Exp. Brain Res.*, Vol. 232, No. 2, pp. 403–413, 2014.
- [15] 土屋和雄, 高草木薫, 荻原直道. 身体適応-歩行運動の神経制御機構とシステムモデル-. オーム社, 2010.
- [16] E. Hirasaki, N. Ogihara, Y. Hamada, H. Kumakura, and M. Nakatsukasa. Do highly trained monkeys walk like humans? A kinematic study of bipedal locomotion in bipedally trained Japanese macaques. *J. Hum. Evol.*, Vol. 46, pp. 739–750, 2004.
- [17] H. Kumakura N. Ogihara, E. Hirasaki and M. Nakatsukasa. Ground-reaction-force profiles of bipedal walking in bipedally trained japanese monkeys. *J. Hum. Evol.*, Vol. 53, pp. 302–308, 2007.
- [18] 荻原直道. 工学的手法を応用した人類進化研究の新展開. 計測と制御, pp. 837–843, 2010.
- [19] F. Mori, K. Nakajima, A. Tachibana, and S. Mori. Obstacle clearance and prevention from falling in the bipedally walking japanese monkey, *Macaca fuscata*. *Age and Ageing*, pp. ii19–ii23, 2006.
- [20] M. Okada, M. Morimoto, and T. Kimura. Mobility of hindlimb joints in Japanese Macaques (*Macaca fuscata*) as influenced by biarticular musculature. *Folia Primatol.*, Vol. 66, pp. 181–191, 1996.
- [21] J. Perry. 武田 功 (監訳) :ペリー歩行分析-正常歩行と異常歩行. 医歯薬出版株式会社, 2007.
- [22] M. L. Latash, J. P. Scholz, and G. Schöner. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, Vol. 30, No. 1, pp. 26–31, 2002.
- [23] J. Yang, J. P. Scholz, and M. L. Latash. The role of kinematic redundancy in adaptation of reaching. *Exp. Brain Res.*, Vol. 176, No. 1, pp. 54–69, 2007.
- [24] J. Nishii, H. Hashizume, S. Kaichida, H. Suenaga, and Y. Tanaka. Constraint and exploitation of redundant degrees of freedom during walking. *Robo. Auton. Syst.*, Vol. 60, pp. 679–684, 2012.
- [25] T. Robert, B. C. Bennett, S. D. Russell, C. A. Zirker, and M. F. Abel. Angular momentum synergies during walking. *Exp. Brain Res.*, Vol. 197, No. 2, pp. 185–197, 2009.
- [26] 松野善行, 石田怜, 大脇大, 西井淳, 石黒章夫. 適応的動作のための筋肉群の時空間励起方策. 第 20 回自律分散システム・シンポジウム資料, pp. 273–278, 2008.

- 
- [27] M. Wisse, C. G. Atkeson, and D. K. Kloimwieder. Dynamic stability of a simple biped walking system with swing leg retraction. *Lecture Notes in Control and Information Sciences*, Vol. 340, pp. 427–443, 2006.
- [28] P. M. Mills, R. S. Barrett, and S. Morrison. Toe clearance variability during walking in young and elderly men. *Gait Postur.*, Vol. 28, pp. 101–107, 2008.
- [29] 萩原直道. 直立二足歩行の進化と筋骨格系の構造改変. *Brain. Medical.*, Vol. 19, No. 4, pp. 81–86, 2007.
- [30] N. Ogihara, N. Usui, E. Hirasaki, Y. Hamada, and M. Nakatsukasa. Kinematic analysis of bipedal locomotion of a Japanese macaque that lost its forearms due to congenital malformation. *Primates*, Vol. 46, pp. 11–19, 2005.
- [31] N. Ogihara, H. Makishima, and M. Nakatsukasa. Three-dimensional musculoskeletal kinematics during bipedal locomotion in the Japanese macaque, reconstructed based on an anatomical model-matching method. *J. Hum. Evol.*, pp. 252–261, 2010.
- [32] P. M. Mills, R. S. Barrett, and S. Morrison. Toe clearance variability during walking in young and elderly men. *Gate Posture*, Vol. 28, No. 1, pp. 101–107, 2008.
- [33] W. P. Berg, H. M. Alessio, E. M. Mills, and C. Tong. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age and Ageing*, Vol. 26, No. 1, pp. 261–268, 1997.
- [34] K. Hill, J. Schwarz, L. Flicker, and S. Carroll. Falls among healthy, community-dwelling, older women: a prospective study of frequency, circumstances, consequences and prediction accuracy. *Aust. N. Z. J. Public Health*, Vol. 23, No. 1, pp. 41–48, 1999.
- [35] E. Y. Chao, R. K. Laughman, E. Schneider, and R. N. Stawfer. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J. Biomech*, Vol. 16, No. 3, pp. 219–233, 1983.
- [36] P. R. Cavanagh and A. C. Michiyoshi. A technique for the display of pressure distributions beneath the foot. *J. Biomech.*, Vol. 13, pp. 69–75, 1980.
- [37] E. Hirasaki, Y. Higurashi, and H. Kumakura. Brief communication: dynamic plantar pressure distribution during locomotion in Japanese macaques (*Macaca fuscata*). *Am. J. Phys. Anth.*, Vol. 142, pp. 149–156, 2010.
- [38] G. Bosco, J. Eian, and R. E. Poppele. Kinematic and non-kinematic signals transmitted to the cat cerebellum during passive treadmill stepping. *Exp. Brain Res.*, Vol. 167, No. 3, pp. 394–403, 2005.
- [39] Y. P. Ivanenko, G. Cappellini, N. Dominici, R. E. Poppele, and F. Lacquaniti. Modular control of limb movements during human locomotion. *J. Neurosci.*, Vol. 27, No. 41, pp. 11149–11161, 2007.
- [40] S. Toyota, S. Kaichida, Y. Hashizume, and J. Nishii. Leg joint synergy emerged from

the body dynamics during walking. *IEEE Int. Conf. On Systems, Man and Cybern.*, pp. 484–489, 2012.

- [41] 豊田誠治, 垣内田翔子, 西井淳. 二足歩行の脚関節シナジーにおける身体性の寄与. 信学技報, Vol. NC2013-75, pp. 49–54, 2014.